

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号  
WO2005/120359

発行日 平成20年4月3日 (2008.4.3)

(43) 国際公開日 平成17年12月22日 (2005.12.22)

(51) Int. Cl.  
A 6 1 B 8/12 (2006.01)

F 1  
A 6 1 B 8/12

テーマコード (参考)  
4 C 6 0 1

| 審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 32 頁)                |                     |  |
|---|---------------------|--|
| 出願番号 特願2006-514563 (P2006-514563)         | (71) 出願人 000000376  |  |
| (21) 国際出願番号 PCT/JP2005/010591             | オリンパス株式会社           |  |
| (22) 国際出願日 平成17年6月9日 (2005.6.9)           | 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号   |  |
| (31) 優先権主張番号 特願2004-174565 (P2004-174565) | (74) 代理人 100076233  |  |
| (32) 優先日 平成16年6月11日 (2004.6.11)           | 弁理士 伊藤 進            |  |
| (33) 優先権主張国 日本国 (JP)                      | (72) 発明者 安達 日出夫     |  |
| (31) 優先権主張番号 特願2004-176039 (P2004-176039) | 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ |  |
| (32) 優先日 平成16年6月14日 (2004.6.14)           | リンパスメディカルシステムズ株式会社内 |  |
| (33) 優先権主張国 日本国 (JP)                      | (72) 発明者 奥野 喜之      |  |
|   | 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ |  |
|   | リンパスメディカルシステムズ株式会社内 |  |
|   | (72) 発明者 水沼 明子      |  |
|   | 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ |  |
|   | リンパスメディカルシステムズ株式会社内 |  |
|   | 最終頁に続く              |  |

(54) 【発明の名称】 超音波プローブ装置及び超音波診断装置

(57) 【要約】

高周波パルス信号に、直流バイアス信号を重畳させて静電容量型超音波振動子（1-1～1-n）に印加し、超音波を送受信する超音波プローブ装置であって、送信制御系は、前記直流バイアス信号の電圧値を調整するバイアス調整器（6-1～6-m）を備え、受信制御系は、少なくとも低域通過用と高域通過用を含む複数の異なる帯域特性を有し、そのうちのいずれか1つの帯域特性を選択可能な帯域処理部10を備えて、構成されている。そして、例えば、前記バイアス調整器（6-1～6-m）の電圧設定と、前記帯域処理部10の帯域特性選択とを連動して制御する。

**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

高周波パルス信号に、直流バイアス信号を重畳させて静電容量型超音波振動子に印加し、超音波を送受信する超音波プローブ装置であって、

送信制御系に設けられて、前記直流バイアス信号の電圧値を調整するバイアス調整手段と、

受信制御系に設けられて、少なくとも低域通過用と高域通過用を含む複数の異なる帯域特性を有し、これらの帯域特性の中からいずれか 1 つの特性を選択可能な帯域処理手段と

を備えたことを特徴とする超音波プローブ装置。

10

**【請求項 2】**

前記複数の異なる帯域特性は、低域通過特性と、高域通過特性と、該低域通過特性と高域通過特性の中間の帯域通過特性の 3 つであることを特徴とする請求項 1 記載の超音波プローブ装置。

**【請求項 3】**

前記バイアス調整手段の電圧設定と、前記帯域処理手段の帯域特性選択とを連動して制御する手段を

さらに備えたことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波プローブ装置。

**【請求項 4】**

前記直流バイアス電圧を低く設定したときは、前記帯域処理手段を低域通過特性とし、前記直流バイアス電圧を高く設定したときは、前記帯域処理手段を高域通過特性とすることを特徴とする請求項 3 に記載の超音波プローブ装置。

20

**【請求項 5】**

前記静電容量型超音波振動子が、複数の振動子エレメントからなる配列構造をなし、

該複数の配列振動子エレメント群から送信用振動子エレメントを選択する手段、選択した送信用振動子エレメントのそれぞれに駆動信号を印加する駆動手段、送信超音波ビームを走査する為の送信用遅延手段、該複数の配列振動子エレメント群から受信用振動子エレメントを選択する手段、選択した受信用振動子エレメントのそれぞれからの受信信号を増幅する増幅手段、帯域処理する帯域処理手段、アナログ／デジタル信号変換手段、複数の受信信号を合成するビーム合成手段、画像構築手段、及び画像呈示手段を有することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波プローブ装置。

30

**【請求項 6】**

前記駆動手段からの駆動信号が、高周波パルス信号に、直流パルス信号を重畳させたパルス信号であることを特徴とする請求項 5 に記載の超音波プローブ装置。

**【請求項 7】**

前記直流パルス信号が、立ち上がり部および立ち下がり部で、ガウス関数または C O S 関数状の曲線を描くことを特徴とする請求項 6 に記載の超音波プローブ装置。

**【請求項 8】**

前記高周波パルス信号がスパイク状パルスであることを特徴とする請求項 6 に記載の超音波プローブ装置。

40

**【請求項 9】**

前記バイアス調整手段の電圧設定と、前記帯域処理手段の選択とを逐次的に変更し、その変更ごとに得られた超音波受信データを一時的に記憶手段に格納し、それらを合成した上で、画像構築手段で超音波診断画像信号を構築することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波プローブ装置。

**【請求項 10】**

前記バイアス調整手段の電圧設定において、低電圧設定を選択する時は、前記帯域処理手段が低域通過特性を選択し、高電圧を設定する時は、前記帯域処理手段が高域通過特性を選択することを特徴とする請求項 9 に記載の超音波プローブ装置。

**【請求項 11】**

50

前記バイアス調整手段の電圧設定において、低電圧設定を選択する時は、請求項 5 に記載した送信用振動子エレメントを選択する手段が、超音波送信開口の開口周縁近傍に配置する送信用振動子エレメントを選択し、高電圧を設定する時は、請求項 5 に記載した送信用振動子エレメントを選択する手段が、超音波送信開口の中心部近傍に配置する送信用振動子エレメントを選択する制御を行うことを特徴とする請求項 9 に記載の超音波プローブ装置。

【請求項 1 2】

直流バイアス電圧を高周波パルス信号に重畳させて静電容量型超音波振動子に印加する駆動信号発生手段を有し、その駆動信号印加によって超音波を送受する静電容量型超音波プローブ装置であって、

10

前記直流バイアス電圧を供給する手段は、直流パルス信号を一定の周期で出力し、かつ該直流パルス信号のパルス発生のタイミング、パルス幅、及びパルス電圧を制御する手段を備えていることを特徴とする超音波プローブ装置。

【請求項 1 3】

請求項 1 2 に記載の超音波プローブ装置において、

前記駆動信号発生手段は、前記高周波パルス信号が、前記直流パルス信号のパルス幅内に位置するように制御する手段を備えたことを特徴とする超音波プローブ装置。

【請求項 1 4】

請求項 1 3 に記載の超音波プローブ装置において、

前記直流パルス信号の極性を外部からの指示信号によって切り替える手段を有すること  
を特徴とする超音波プローブ装置。 20

【請求項 1 5】

請求項 1 3 に記載の超音波プローブ装置において、

前記直流パルス信号の電圧を外部からの指示信号によってゼロにする制御手段を備えたことを特徴とする超音波プローブ装置。

【請求項 1 6】

請求項 1 2 に記載の超音波プローブ装置において、

前記駆動信号発生手段は、一方の極性の直流パルス信号に前記高周波パルス信号を重畳させた第 1 の重畳パルス信号と、第 1 の重畳パルス信号形成時に用いた直流パルス信号とは逆極性の直流パルス信号に、第 1 の重畳パルス信号形成時に用いた高周波パルス信号と  
同形の高周波パルス信号を重畳させた第 2 の重畳パルス信号とが、所定の時間間隔で連な  
るように組み合わせられたダブルパルス信号を生成することを特徴とする超音波プローブ装  
置。 30

【請求項 1 7】

請求項 1 2 に記載した超音波プローブ装置が、マイクロマシン技術を用いて組み立てられた静電容量型超音波振動子と、これにほぼ一体的に構成した駆動制御手段、及び、信号授受の為の信号伝達手段を備えたことを特徴とする超音波プローブ装置。

【請求項 1 8】

請求項 1 7 に記載した静電容量型超音波振動子が、超音波ビームを体腔内挿入軸の回りに走査するラジアル走査型のアレイ型振動子であることを特徴とする超音波プローブ装置。 40

【請求項 1 9】

請求項 1 7 に記載した超音波プローブ装置が、保護用シースで覆われていることを特徴とする超音波プローブ装置。

【請求項 2 0】

請求項 1 2 に記載の超音波プローブ装置において、

前記直流パルス信号が、その立ち上がり部および立ち下がり部でなだらかな傾斜を有することを特徴とする超音波プローブ装置。

【請求項 2 1】

請求項 1 2 に記載の超音波プローブ装置において、

前記高周波パルス信号が、窓関数が乗算されたバースト波であることを特徴とする超音 50

波プローブ装置。

【請求項 2 2】

請求項 1 7 又は 1 8 に記載の超音波プローブ装置と、

該超音波プローブ装置からの出力信号を信号処理し、画像信号を構築し、体腔内超音波診断画像を呈示する本体装置と、を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は、体腔内に挿入される挿入部の先端部に静電容量型超音波振動子を回転可能に支持して超音波観測、診断を行う超音波プローブ装置及び超音波診断装置に関する。

10

【背景技術】

【0 0 0 2】

例えば内視鏡の鉗子孔を挿通させ、先端部で超音波振動子装着部を突き出し、生体組織、例えば胃壁に接触させ、胃壁の深部情報、例えば粘膜の層状構造を高い解像度で超音波像描出する超音波診断技術が重要視されつつある。

【0 0 0 3】

一方、近年、高調波信号を用いたハーモニックイメージング診断は、従来の B モード診断では得られない鮮明な診断像が得られることから、標準的な診断モダリティとなりつつある。

【0 0 0 4】

20

ハーモニックイメージング診断法は、(1) 超音波が生体中を伝播する時に、生体組織の非線形性の影響を受け基本波超音波に重畳する高調波を種々の方法で分離し、この信号を用いて画像化するティッシュハーモニックイメージング法と、(2) 体内に造影剤バブルを注入し、送信超音波の照射によってバブルが破裂又は共振する時に発生する高調波を受信し、基本波超音波に重畳した高調波を種々の方法で分離し、この信号を用いて画像化するコントラストハーモニックイメージング法に分類される。

【0 0 0 5】

これらはいずれも、従来の B モード断層像では得られないほど S/N が良く、分解能の良好な診断画像が得られることが分かり、医療診断の診断精度の向上に寄与している。

【0 0 0 6】

30

従来の体外用のハーモニックイメージング診断装置に用いられている超音波振動子は、基本波送信も高調波受信も、例えば同一の送受信兼用の超音波振動子が用いられてきた。なお、生体組織から反射される超音波パルスのエコーを送信用とは別体に設けた超音波振動子で受信する構成も可能である。

【0 0 0 7】

高調波信号の信号レベルが基本波に比べはるかに小さいので、ハーモニック画像の劣化に関わる基本波成分を効率よく除去する必要がある。そのために、周知の高調波成分（特に第 2 高調波成分）抽出技術が利用されている。

【0 0 0 8】

超音波振動子としては、従来の圧電タイプの超音波振動子のほかに、シリコン半導体基板をシリコンマイクロマシン技術を用いて加工した、静電容量型の超音波振動子が注目されている。

40

【0 0 0 9】

静電容量型超音波振動子については、先行例として特表 2 0 0 4 - 5 0 3 3 1 2 号公報、及び特表 2 0 0 4 - 5 0 3 3 1 3 号公報に次のように開示されている。即ち、複数の静電容量形超音波振動子 (c-MUT と略す) のそれぞれは荷電振動板を有し、この荷電振動板は逆に荷電された基板に容量性をもって対向する。この振動板は、バイアス荷電によって基板へ向けて引きつけられる。この基板は、振動板の移動中心においてセルの荷電が最大密度となるように振動板中心へ対して隆起した中心部を有する。高調波動作のために、セルに印加される駆動パルスは、高調波帯域における送信信号の歪成分の混入を低減す

50

るために、装置の非線形動作に鑑みて予め歪められる。この歪成分の混入した送信超音波には、最初から高周波成分を含んでしまう為、受信した受信した高周波成分が最初から、混入高周波成分を検出しているのか本来の生体からの高周波成分か判別不可能になる。c-MUTセルは、従来通りの半導体プロセスによって加工され得るため、バイアス荷電レギュレータなどの補助振動子回路と一体化され得る。c-MUTセルは、更に、マイクロステレオリソグラフィによっても加工され得るため、セルは多様なポリマ及び他の物質を用いて形成され得る。

#### 【0010】

静電容量型超音波振動子では、一般に超音波を発生させるため高周波パルス信号だけでなく直流バイアス電圧が送信時、受信時ともに必要とされている。つまり、高周波パルス信号に直流バイアス電圧を重ねさせた信号を生成して静電容量型超音波振動子に印加し、それによって超音波を送受信することになる。

#### 【0011】

ところで、静電容量型超音波振動子には、次のような問題がある。第1に、直流バイアス電圧及び高周波パルス信号としてはそれぞれ、比較的高電圧（例えば100V）を常時かけることになるので、動作実効電圧が高くなること、又、体腔内に挿入するタイプを考える場合、体外用とは異なり、外形寸法に制約があり、小型化することが必要となること、更に、圧電型の超音波振動子に比較し、送信感度が低く、超音波の深達度が低く、診断領域が狭まり、高調波が発生しにくくなり、静電容量型超音波振動子の特徴である広帯域性を利用出来ないことである。

#### 【0012】

一方、ハーモニックイメージング技術を使うには、広帯域特性を持った超音波振動子が必要となるが、静電容量型超音波振動子は広帯域特性を持つため、ハーモニックイメージング診断に適している。

#### 【0013】

そこで、本発明は、上記の問題等に鑑み、静電容量型超音波振動子を用いて、動作実効電圧が低く、体腔内で使用でき、高感度で高い深達度を持つことができ、ハーモニックイメージング診断に利用可能で、しかも振動子の劣化の少ない超音波プローブ装置及び超音波診断装置を提供することを目的とするものである。

#### 【発明の開示】

#### 【課題を解決するための手段】

#### 【0014】

本発明の超音波プローブ装置は、高周波パルス信号に、直流バイアス信号を重ねさせて静電容量型超音波振動子に印加し、超音波を送受信する超音波プローブ装置であって、

送信制御系に設けられて、前記直流バイアス信号の電圧値を調整するバイアス調整手段と、

受信制御系に設けられて、少なくとも低域通過用と高域通過用を含む複数の異なる帯域特性を有し、これらの帯域特性の中からいずれか1つの特性を選択可能な帯域処理手段と、  
を備えたことを特徴とする。

#### 【0015】

本発明において、前記複数の異なる帯域特性は、低域通過特性と、高域通過特性と、該低域通過特性と高域通過特性の中間の帯域通過特性の3つであることを特徴とする。

#### 【0016】

そして、前記バイアス調整手段の電圧設定と、前記帯域処理手段の帯域特性選択とを連動して制御する手段をさらに備えることが望ましい。

#### 【0017】

例えば、前記直流バイアス電圧を低く設定したときは、前記帯域処理手段を低域通過特性とし、前記直流バイアス電圧を高く設定したときは、前記帯域処理手段を高域通過特性とする。

10

20

30

40

50

## 【0018】

この発明によれば、直流バイアス電圧を変えることによって、送信超音波のピーク周波数（振幅レベルが最大になる周波数）が変化することを、本件出願人が実験により見出したので、この結果を利用するものである。すなわち、送信制御系で直流バイアス電圧を低く設定し、かつ受信制御系で帯域処理手段を低域通過特性とした場合には、低周波成分の超音波が送受信される（図1Aに対応）ので、生体組織の深部を感度を維持して観察することができる。また、送信制御系で直流バイアス電圧を高く設定し、かつ受信制御系で帯域処理手段を高域通過特性とした場合には、高周波成分の超音波が送受信される（図1Cに対応）ので、近距離場で分解能を上げた観察を行うことができる。

## 【0019】

10

また、本発明において、前記静電容量型超音波振動子が、複数の振動子エレメントからなる配列構造をなし、該複数の配列振動子エレメント群から送信用振動子エレメントを選択する手段、選択した送信用振動子エレメントのそれぞれに駆動信号を印加する駆動手段、送信超音波ビームを走査する為の送信用遅延手段、該複数の配列振動子エレメント群から受信用振動子エレメントを選択する手段、選択した受信用振動子エレメントのそれぞれからの受信信号を増幅する増幅手段、帯域処理する帯域処理手段、アナログ／デジタル信号変換手段、複数の受信信号を合成するビーム合成手段、画像構築手段、及び画像呈示手段を有することを特徴とする。

## 【0020】

20

そして、前記駆動手段からの駆動信号が、高周波パルス信号に、直流パルス信号を重畳させたパルス信号であることが望ましい。

## 【0021】

この発明によれば、動作実効電圧を低くする配慮から、直流バイアス電圧印加は常時行うのではなく、直流パルス電圧を、高周波パルス信号に重畳した駆動パルス信号を静電容量型超音波振動子に印加する。

## 【0022】

本発明において、前記直流パルス信号が、立ち上がり部および立ち下がり部で、ガウス関数またはCOS関数状の曲線を描くことを特徴とする。

## 【0023】

30

このように、直流パルス信号が、立ち上がり部、立ち下がり部において、ガウス関数またはCOS関数状の曲線を描くことにより、すそ引きを持ったなだらかな傾斜にすることができるので、急峻に高電圧が静電容量型超音波振動子に加わるのを防ぐことができ、静電容量型の振動子が劣化して、寿命が短くなるのを防ぐことができる。

## 【0024】

本発明において、前記高周波パルス信号がスパイク状パルスであることを特徴とする。

## 【0025】

40

高周波パルス信号としては、通常は正弦波状パルス波が用いられるが、これに代えてスパイク波を使用して前記直流パルス信号に重畳してもよい。この場合にも、直流バイアス成分を調整することにより、正弦波状パルス波を用いた場合と同様に、直流バイアス電圧に依存した振幅特性、スペクトル特性、低周波成分及び高周波成分の各ピークでの振幅特性を得ることができる。

## 【0026】

また、本発明において、前記バイアス調整手段の電圧設定と、前記帯域処理手段の帯域特性選択とを逐次的に変更し、その変更ごとに得られた超音波受信データを一時的に記憶手段に格納し、これらを合成した上で、画像構築手段で超音波診断画像信号を構築することを特徴とする。

## 【0027】

そして、前記バイアス調整手段の電圧設定において、低電圧設定を選択する時は、前記帯域処理手段が低域通過特性を選択し、高電圧を設定する時は、前記帯域処理手段が高域通過特性を選択することを特徴とする。

50

## 【0028】

また、前記バイアス調整手段の電圧設定において、低電圧設定を選択する時は、前記の送信用振動子エレメントを選択する手段が、超音波送信開口の開口周縁近傍に配置する送信用振動子エレメントを選択し、高電圧を設定する時は、前記の送信用振動子エレメントを選択する手段が、超音波送信開口の中心部近傍に配置する送信用振動子エレメントを選択する制御を行うことを特徴とする。

## 【0029】

この発明によれば、静電容量型超音波振動子の開口の円周部の振動子エレメントからは低周波成分の超音波が送信される様に、直流バイアス電圧を小さくし、開口の中心部の振動子エレメントからは高周波成分の超音波が送信される様に、直流バイアス電圧を高く制  
10 御する。深部は低周波で、感度を維持し、近距離場では高周波で分解能を上げ、全開口では、両者を合成した深部にまで良好な感度（即ち高い音圧）を持った音場が得られる。

## 【0030】

以上の構成において、静電容量型超音波振動子を用いて、動作実効電圧が低く、体腔内で使用でき、高感度で高い深達度を持つことができ、ハーモニックイメージング診断に利用可能で、しかも振動子の劣化の少ない超音波プローブ装置を実現することができる。

## 【0031】

本発明の超音波プローブ装置は、直流バイアス電圧を高周波パルス信号に重畳させて静電容量型超音波振動子に印加する駆動信号発生手段を有し、その駆動信号印加によって超音波を送受する静電容量型超音波プローブ装置であって、  
20

前記直流バイアス電圧を供給する手段は、直流パルス信号を一定の周期で出力し、かつ該直流パルス信号のパルス発生のタイミング、パルス幅、及びパルス電圧を制御する手段を備えている。

## 【0032】

この発明によれば、静電容量型超音波振動子に対して、直流バイアス電圧の印加を常時行うのではなく、直流パルス電圧を高周波パルス信号に重畳した駆動パルス信号を印加する。これにより、動作実効電圧が低く安全管理上も好都合である。

## 【0033】

また、本発明の超音波プローブ装置において、前記駆動信号発生手段は、一方の極性の直流パルス信号に前記高周波パルス信号を重畳させた第1の重畳パルス信号と、第1の重畳パルス信号形成時に用いた直流パルス信号とは逆極性の直流パルス信号に、第1の重畳パルス信号形成時に用いた高周波パルス信号と同形の高周波パルス信号を重畳させた第2の重畳パルス信号とが、所定の時間間隔で連なるように組み合わせられたダブルパルス信号を生成することを特徴とする。  
30

## 【0034】

この発明によれば、正の直流バイアス信号に高周波パルス信号を重畳したパルスと、負の直流バイアス信号に高周波パルス信号を重畳したパルスを連結したダブルパルスを駆動パルスとし、超音波パルスの受信エコー信号（これもダブルパルス）の先行して発生するパルスを一時メモリに貯え、後続パルスが発生すると同時に、両者を加算することにより、高調波成分を分離して画像化する手法により、ハーモニックイメージング診断に利用す  
40 ることができる。

## 【0035】

また、本発明の超音波プローブ装置が、マイクロマシン技術を用いて組み立てられた静電容量型超音波振動子と、これにほぼ一体的に構成した駆動制御手段、及び、信号授受の為の信号伝達手段を備えている。

## 【0036】

この発明によれば、小型化でき、体腔内で使用することができる。

## 【0037】

さらに、本発明の超音波診断装置は、前記超音波プローブ装置が、マイクロマシン技術を用いて組み立てられた静電容量型超音波振動子と、これにほぼ一体的に構成した駆動制  
50

御手段、及び、信号授受の為の信号伝達手段を備えた超音波プローブ装置であり、この超音波プローブ装置と、該超音波プローブ装置からの出力信号を信号処理し、画像信号を構築し、体腔内超音波診断画像を呈示する本体装置と、を備えて超音波診断装置を構成している。前記超音波プローブ装置は、例えば、超音波ビームを体腔内挿入軸の回りに走査するラジアル走査型のアレイ型振動子である。

【0038】

この発明によれば、静電容量型超音波振動子を用いて、動作実効電圧が低く、体腔内で使用でき、しかもハーモニックイメージング診断に利用可能な超音波診断装置を実現できる。

【0039】

10

以上の構成において、静電容量型超音波振動子を用いて、動作実効電圧が低く、体腔内で使用でき、しかもハーモニックイメージング診断に利用できる超音波プローブ装置及び超音波診断装置を実現することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0040】

【図1A】 静電容量型超音波振動子に印加する送信用直流バイアス電圧を低電圧領域としたときに送信される超音波パルスの時間軸における振幅レベル特性、及びそのスペクトル特性を示す図。

【図1B】 静電容量型超音波振動子に印加する送信用直流バイアス電圧を中電圧領域としたときに送信される超音波パルスの時間軸における振幅レベル特性、及びそのスペクトル特性を示す図。

20

【図1C】 静電容量型超音波振動子に印加する送信用直流バイアス電圧を高電圧領域としたときに送信される超音波パルスの時間軸における振幅レベル特性、及びそのスペクトル特性を示す図。

【図2】 図1A～図1Cを基にして作成した、横軸を直流バイアス電圧の変化に対する振幅特性、低周波成分及び高周波成分の各ピークでの振幅特性を示す図。

【図3】 図1A～図1Cの特性測定を行った際の測定回路の回路図。

【図4】 本発明の第1の実施例に係る、超音波プローブ装置の構成を示すブロック図。

【図5】 図4におけるフィルタ回路の構成を示すブロック図。

【図6】 駆動回路から静電容量型超音波振動子に印加される駆動パルス信号の波形図。

30

【図7】 本発明の第2の実施例に係る、超音波プローブ装置の構成を示すブロック図。

【図8】 駆動回路から静電容量型超音波振動子に印加される駆動パルス信号の他の例を示す波形図。

【図9】 駆動回路から静電容量型超音波振動子に印加される駆動パルス信号の他の例を示す波形図。

【図10】 本発明の第3の実施例の超音波プローブ装置に適用される静電容量型超音波振動子の断面図。

【図11】 送受信分離型の静電容量型超音波振動子の構成を示す図。

【図12】 送受信兼用型の静電容量型超音波振動子の構成を示す図。

【図13】 本発明の第3の実施例における、静電容量型超音波振動子駆動信号の波形を示す図。

40

【図14】 本発明の第3の実施例に係る、静電用形超音波振動子アレイを用いた超音波プローブ装置の構成を示すブロック図。

【図15】 図14の動作を説明する、制御パルス信号及び静電容量型超音波振動子エレメント駆動信号の波形図。

【図16】 高調波抽出技術を説明する波形図。

【図17】 静電容量型超音波振動子エレメント駆動信号波形の一の変形例を示す波形図。

【図18】 静電容量型超音波振動子エレメント駆動信号波形の他の変形例を示す波形図。

【図19】 本発明の第4の実施例の超音波診断装置の構成を示すブロック図。

【発明を実施するための最良の形態】

50



## 【0041】

発明の実施の形態について図面を参照して説明する。

## 【0042】

## &lt;第1の実施例&gt;

図1A～図1Cは静電容量型超音波振動子に印加する送信用直流バイアス電圧を低、中、高と変えたときに送信される超音波パルスの時間軸上における振幅レベル（実線にて示す）の変化、及び、その実時間波形をフーリエ変換して得られる周波数軸上における周波数特性（スペクトル、点線にて示す）を示す図である。ただし、受信用直流バイアス電圧は0として送信用直流バイアス電圧を変化させた場合の測定値である。本出願人は、受信用直流バイアス電圧は0であっても受信可能であることを、実験的に確認している。 10

## 【0043】

図2は、横軸を直流バイアス電圧として変化させた場合に、実時間波形における振幅のピークレベルの変化、低周波成分及び高周波成分の各ピーク周波数（振幅レベルが最大になる周波数）での振幅レベルの変化を示した図である。

## 【0044】

図3は図1A～図1Cの測定を行った際の測定回路の回路図を示している。

## 【0045】

図3において、符号301は送受兼用静電容量型超音波振動子、302は直流電圧遮断コンデンサ、303は送受切り替えスイッチ、304は可変の直流バイアス電圧電源、305は駆動信号入力端子、306は駆動信号、307は受信信号出力端子、308は受信信号、309は送信超音波パルス、310は受信超音波パルスをそれぞれ示している。図1A～図1Cの測定は、送信入力信号306として所定の周波数及び振幅の高周波パルス信号を使用し、直流バイアス電圧電源304を変化させた場合に、送信される超音波パルス309の信号振幅を測定することによって行われる。 20

## 【0046】

図1Aは送信用及び受信用ともに直流バイアス電圧を0という状態で超音波を送受した場合であり、実線102は横軸が時間である振幅レベルを、点線101は横軸が周波数である振幅レベルをそれぞれ示している。時間軸上の信号波形102に対して、これをフーリエ変換して周波数軸に変換したのが点線のスペクトル波形101である。図1Aでは、スペクトル波形101の振幅が最大となる周波数（以下、ピーク周波数）は周波数軸上で比較的低いところにある。 30

## 【0047】

図1Bは図1Aに対して送信用直流バイアス電圧を少し上げた場合であり、送信用直流バイアス電圧を少しずつ上げていくと、実線にて示す時間軸上の信号波形の振幅レベルはあるところで最小となる。図1Bの実線113は時間軸上での信号波形の振幅レベルが最小になったときの状態を示している。最小値になっても超音波振動が全く得られないというわけではなく、ある程度の振幅が得られている。それをフーリエ変換してスペクトルを見ると、点線111、112にて示すスペクトルが得られる。点線における111の部分（低い周波数部分）と図1Aの符号101の部分（低い周波数部分）とを比較すると、101に相当する部分が符号111の部分として残っていると同時に符号112にて示す高い周波数部分のレベルが増加してきている。 40

## 【0048】

図1Cは更に直流バイアス電圧を上げた場合であり、図1A、図1Bに示した符号101、111の部分（低い周波数部分）でのピークレベルが相対的に下がり、それと対照的に図1Bに示した112の部分（高い周波数部分）に相当する部分が符号122に示すように高いレベルになっている。このように直流バイアス電圧を変えていくと、周波数軸上における点線にて示すスペクトルが、図1A～図1Cのように変わってくる。その様子を横軸に直流バイアス電圧をとって図2に示している。

## 【0049】

図2は、横軸に直流バイアス電圧、縦軸に振幅或いはピーク周波数での振幅レベルを取 50

って表している。実線 201 は、直流バイアス電圧の変化に応じた、図 1A～図 1C における 102, 113, 123 といった時間軸上の信号のピーク電圧（振幅）の変化を示している。それに対して、直流バイアス電圧の変化に応じた、図 1A～図 1C における周波数軸上の低い周波数 101, 111, 121 での振幅レベルを示しているのが細かい点線 202 に示すカーブ、高い周波数 112, 122 での振幅レベルを示しているのが粗い点線 203 に示すカーブである。このように低い周波数成分でのピークレベルと高い周波数成分でのピークレベルは、直流バイアス電圧によってその変化の仕方が変わってくる。

#### 【0050】

従って、直流バイアス電圧を変えることによって周波数分布（スペクトル）を変え、ある場合には高い周波数成分を使い、ある場合には低い周波数成分を使うと、以下に示すように超音波像構築時に便利な場合がある。 10

#### 【0051】

超音波振動子の開口の周縁部近傍の振動子エレメントから低周波の成分を出力し、開口の中心部近傍から高周波の成分を出力すると、深部は低周波で感度を維持し、近距離場は高周波で分解能を上げることができるので、全開口では、両者を合成した深部にまで良好な感度を持つ音場が得られる。

#### 【0052】

図 4 は本発明の第 1 の実施例に係る、超音波プローブ装置の構成を示している。

#### 【0053】

図 4 において、超音波プローブ装置は、静電容量型の超音波振動子を構成する振動子エレメント 1-1～1-m と、送受信モードを選択可能な操作手段としてのキーボード 2 と、送信と受信を切り替える電子スイッチ回路 3 と、m 個の振動子エレメントをそれぞれ駆動する駆動信号を生成する駆動回路 4-1～4-m と、高周波パルス信号を入力して、m 個の振動子エレメントごとに時間遅延制御して時間差を与えた高周波パルス信号を生成する送信用ビームフォーマとして機能する送信用遅延回路 5-1～5-m と、低電圧の直流バイアス電圧を調整可能に生成するためのバイアス調整器 6-1～6-m と、低電圧の高周波パルス信号を発生して、前記送信用遅延回路 5-1～5-m に供給するための波形発生器 7 と、制御コードを送出可能なコントロール部 8 と、受信信号（エコー信号）を増幅するアンプ（Amp）9-1～9-n と、異なった帯域特性の複数のフィルタ回路 10-1～10-n からなる帯域処理部 10 と、デジタル信号に変換するための A/D 変換器 11-1～11-n と、複数本の信号を 1 本にまとめるビーム合成回路 12 と、画像化するための画像構築手段としてのデジタルスキャンコンバータ（DSC）13 と、表示装置（画像呈示手段）としてのモニタ 14 と、帯域制御部 15 と、を備えている。 20 30

#### 【0054】

駆動回路 4-1～4-m は、バイアス調整器 6-1～6-m から入力される低電圧の直流バイアス電圧に対して、送信用遅延回路 5-1～5-m から入力される時間遅延制御された低電圧の高周波パルス信号を重畳することによって、低電圧の駆動信号を生成した後、これを増幅して、高電圧の駆動信号を生成し出力する機能を有している。ここで、低電圧とは 10V 以下の低い電圧、高電圧とは 150～200V 程度の高い電圧を意味する。

#### 【0055】

キーボード 2、駆動回路 4-1～4-m、送信用遅延回路 5-1～5-m、バイアス調整器 6-1～6-m、波形発生器 7、コントロール部 8 及び帯域制御部 15 は、送信制御系を構成している。また、アンプ 9-1～9-n、帯域処理部 10、A/D 変換器 11-1～11-n、ビーム合成回路 12、デジタルスキャンコンバータ（DSC）13 及びモニタ 14 は、受信制御系を構成している。 40

#### 【0056】

符号 m と n の関係については、振動子エレメントと送信制御系の回路では 1～m、受信制御系の回路では 1～n を用いており、 $m \geq n$  の関係があり、振動子エレメント 1-1～1-m について言えば、送信時は m 個全て使用して送信し、受信時は m 個のうちの n 個を使用して受信することになる。従って、送信制御系の各回路では、送信時、m 個の回路が 50

送信動作に関わり、受信制御系の各回路では、受信時、 $n$  個の回路が受信動作に関わることになる。

#### 【0057】

静電容量型の超音波振動子のアレイは、振動子エレメント  $1-1 \sim 1-m$  からなる超音波振動子の開口における振動子エレメントのアレイでも、開口における周辺部と中心部のそれぞれの振動子エレメントのアレイであってもよい。電子スイッチ回路 3 は送信と受信を切り替えるのに必要とされる。駆動回路  $4-1 \sim 4-m$  は直流バイアス電圧を高周波パルス信号に加えた高電圧の駆動パルス信号を、駆動回路  $4-1 \sim 4-m$  と同数の振動子エレメントに供給する。なお、電子スイッチ回路 3 は、送信の場合は  $m$  個の振動子エレメントを選択して  $m$  個の駆動回路  $4-1 \sim 4-m$  からの駆動パルス信号を入力し、受信の場合は  $n$  個の振動子エレメントを選択して、 $n$  個の振動子エレメントからの受信信号を出力する。

10

#### 【0058】

送信用遅延回路  $5-1 \sim 5-m$  は例えばある対象物の一点を観察したいときに超音波ビームをそこに集束させる手段であって、送信用のビームフォーミングに相当するものである。受信用のビームフォーミングとしては、ビーム合成回路 12 を使用している。

#### 【0059】

バイアス調整器  $6-1 \sim 6-m$  は低電圧の直流バイアス電圧を調整可能に生成し、波形発生器 7 は低電圧の高周波パルス信号を発生する回路である。波形発生器 7 とバイアス調整器  $6-1 \sim 6-m$  と送信用遅延回路  $5-1 \sim 5-m$  では低電圧信号が使われ、駆動回路  $4-1 \sim 4-m$  の内部では前段からの低電圧信号を受け、バイアス調整器  $6-1 \sim 6-m$  からの直流バイアス電圧と送信用遅延回路  $5-1 \sim 5-m$  からの高周波パルス信号とを低電圧の状態で加算し、この加算信号を増幅して高電圧信号として出力する。

20

#### 【0060】

前述したように直流バイアス電圧を変えることによって超音波の周波数スペクトルを変えることができるので、まず、バイアス調整器  $6-1 \sim 6-m$  で直流バイアス電圧を設定して具体的にスペクトルを作成し、そのスペクトルに合わせて受信時にそのスペクトルに対応させたフィルタリングをする。例えば、直流バイアス電圧を高めに設定して高周波成分の信号を抽出しようとするときには、帯域処理部 10 を構成するフィルタ回路は受信信号の高周波領域を捉えるハイパスフィルタ (HPF) を選択し、直流バイアス電圧を低めに設定して低周波成分の信号を抽出しようとするときには、帯域処理部 10 を構成するフィルタ回路は受信信号の低周波領域を捉えるローパスフィルタ (LPF) を選択する。このように直流バイアス電圧の高低と連動させて受信側の帯域処理部 10 を構成するフィルタ回路の周波数通過帯域 (帯域特性という) を選択する。帯域処理部 10 を構成する複数のフィルタ回路  $10-1 \sim 10-n$  を通過した複数の信号はそれぞれ、A/D 変換器  $11-1 \sim 11-n$  で複数のデジタル信号に変換されて、ビーム合成回路 12 に供給されて 1 本化される。ビーム合成回路 12 で 1 本になった信号をデジタルスキャンコンバータ (DSC) 13 で画像化してモニタ 14 にて呈示、即ち表示する。

30

#### 【0061】

なお、図 4 では、A/D 変換器  $11-1 \sim 11-n$  が帯域処理部 10 の後段に配設されているが、A/D 変換器の位置は帯域処理部 10 の後段でなくてもよい。例えば、アンプ  $9-1 \sim 9-n$  の後段に A/D 変換器  $11-1 \sim 11-n$  を配設し、帯域処理部 10 を構成する複数のフィルタ回路  $10-1 \sim 10-n$  を  $n$  個のデジタルフィルタ回路で構成してもよい。

40

#### 【0062】

帯域処理部 10 は、受信する振動子エレメント数に相当する数の  $n$  個のフィルタ回路  $10-1 \sim 10-n$  を備えていて、そのうちの 1 つのフィルタ回路、例えばフィルタ回路  $10-n$  は図 5 に示すように構成されている。

#### 【0063】

図 5 に示すフィルタ回路  $10-n$  は、異なった通過周波数帯域の 3 種のフィルタ 17- 50

1, 17-2, 17-3と、これらの3種のフィルタ17-1, 17-2, 17-3の入力側, 出力側にそれぞれ設けられて、3種のフィルタ17-1, 17-2, 17-3のうちの1種のフィルタを選択するためのマルチプレクサ16-1, 16-2とで構成されている。2つのマルチプレクサ16-1, 16-2は、帯域制御部15からの制御コード信号にて3種のフィルタ17-1, 17-2, 17-3の中から同時に同じフィルタの入出力を選択するように制御される。3種のフィルタ17-1, 17-2, 17-3の周波数帯域は、低域通過用LPFであったり、高域通過用HPFであったり、或いは低域と高域の中間の帯域通過用BPFであったりする。フィルタ回路10-nには、振動子エレメント1-nに対応したアンプ9-nからの信号がマルチプレクサ16-1に入力し、3種のフィルタ17-1, 17-2, 17-3のうち、帯域制御部15からの制御コード信号にて選択された何れかのフィルタを通しかつマルチプレクサ16-2を通して後段のA/D変換器11-nに出力される。フィルタ回路10-1~10-n-1についても同様である。

#### 【0064】

本発明による第1の実施例の作用について、図1~図5を参照して説明する。

#### 【0065】

操作者が、キーボード2から超音波を送受信するモードを選択することにより、コントロール部8へ送受信モード情報を送出する。コントロール部8では、上述した送受信モード情報を帯域制御部15へ制御コードとして送出する。帯域制御部15では、バイアス調整器6-1~6-mへは上述した制御コードに対応した直流バイアス信号の電圧値を選択する選択信号を、受信部の帯域処理部10のフィルタ回路10-1~10-nへは上述した制御コードに対応したフィルタを選択する選択信号を送出する。

#### 【0066】

ここで、送受信モードの選択について説明する。静電容量型の超音波振動子では、図1及び図2で述べたように直流バイアス電圧を調整することで、送信パルスの帯域を変化させることができる。図1Aに示すように送信信号に低いバイアスを印加した場合、低周波領域にピークをもつ超音波が送信できる。前述のバイアス電圧を高くすることで、図1Bに示すように高域成分を含む超音波が送信できる。さらにバイアス電圧を上げていくと、図1Cに示すように広帯域の特性をもつ超音波が送信できる。

#### 【0067】

送信用高周波パルス信号に印加したバイアス電圧の変化による送信超音波波形の帯域の変化を利用して、観察対象部位に応じた超音波信号の送信を行う。

#### 【0068】

例えば、比較的深部に位置する部位を観察するには、図4のバイアス調整器6-1~6-mのバイアス電圧を図1Aの送信帯域となるように設定し、図4の帯域処理部10では低域でのピークを含むようなフィルタを選択する。また、分解能を優先にするモードでは、図4のバイアス調整器6-1~6-mのバイアス電圧を図1Bの送信帯域となるように設定し、図4の帯域処理部10では広帯域の特性をもつフィルタを選択する。そして、ハーモニックに代表される高調波を捉える場合は、バイアス調整器6-1~6-mのバイアス電圧を図1Cの送信帯域となるように設定し、図4の帯域処理部10では高域側の成分のみ抽出できる帯域をもつフィルタを選択する。なお、ここでは、同一音線を1回の送信で処理することのみを説明しているが、同一音線を複数回送信するモードにおいて、送信毎に上述した図4のバイアス調整器6-1~6-mの電圧設定と図4の帯域処理部10の帯域特性選択を逐次的に切り換えて(変更して)もよい。例えば、同一音線の1回目の送信は図1Aの帯域で行い、2回目の送信は図1Bの帯域で行い、得られた受信データを差分することで、高調波のみを取り出すこともできる。これらの動作では、送信ごとに得られる受信データを一時的に格納するための記憶手段としてのバッファメモリが必要となる。

#### 【0069】

これらの作用をなすため、図5のフィルタ回路10-nでは、上述した図4の帯域制御

部15から送出された制御コードより、マルチプレクサ(MUX)16-1及びマルチプレクサ(MUX)16-2でフィルタ群17-1~17-3のいずれかのフィルタを選択する。

#### 【0070】

再び、図4の説明に戻る。キーボード2より、送受信開始を指示されることにより、コントロール部8より送信トリガ信号が波形発生器7に送られ、波形発生器7より送信信号(高周波パルス信号)が出力され、バイアス調整器6-1~6-mにおいて、上述した帯域制御部15により設定されたバイアス電圧を送信信号に印加し、バイアス電圧を調整された送信信号は送信用遅延回路5-1~5-mにおいて、被検体の任意の焦点を形成するように送信信号に遅延をかけ、駆動回路4-1~4-mで増幅され、電子スイッチ回路3により駆動する振動子エレメントを切り換えて、例えば振動子エレメント1-1~1-mから被検体内へ超音波が放射される。放射され対象物体から反射された超音波は、振動子エレメント1-1~1-nより受信され、電子スイッチ回路3により受信制御系へ切り換えられ、アンプ9-1~9-nで増幅され、帯域処理部10のフィルタ回路10-1~10-nに入り、設定された帯域のフィルタを通して、A/D変換器11-1~11-nにてデジタル信号に変換され、ビーム合成回路12において、ビーム合成され、DSC13にて画像信号変換して画像を構築し、構築された画像をモニタ14に表示する。

#### 【0071】

図4の第1の実施例では、バイアス調整器(6-1~6-m)と帯域処理部10の組み合わせで、バイアス調整器6-1~6-mが低電圧バイアスを指示している時は、帯域処理部10はLPFが動作する様に帯域制御部15からの指示でフィルタ選択され、この設定ではアレイ振動子の配列の周縁部(=開口の周縁部)の振動子に駆動電圧が印加される様に電子スイッチ回路3で選択され、受信信号も開口の周縁部からの送受信信号(低周波成分)を扱うことになる。この信号は深部に届く高深達度診断画像信号を提供する。

#### 【0072】

一方、バイアス調整器(6-1~6-m)が高電圧バイアスを指示している時は、帯域処理部10はHPFが動作する様に帯域制御部15からの指示でフィルタ選択され、この設定ではアレイ振動子の配列の中心部(=開口の中心部)の振動子に駆動電圧が印加される様に電子スイッチ回路3で選択され、受信信号も開口の中心部からの送受信信号(高周波成分)を扱うことになる。この信号は深部に届かないが、近距離部で高分解能診断画像を提供する。

#### 【0073】

図6は上記駆動回路4-1~4-mから静電容量型超音波振動子に印加される駆動パルス信号の波形図を示している。

#### 【0074】

駆動回路4-1~4-mにおける直流バイアス電圧発生手段は、直流バイアス成分 $V_{bias}$ を一定の周期で所定のパルス幅を有した実効電圧の小さな直流パルス信号19として生成し、この信号19のパルス幅期間内に本来の高周波パルス信号20をバースト波として重畳させる。 $t_{rf}$ は高周波パルス信号期間を示している。このように、駆動回路4-1~4-mはそれぞれ、高周波パルス信号20に、直流バイアス成分 $V_{bias}$ を持った一定周期の直流パルス信号19を重畳させた駆動パルス信号を生成して、静電容量型超音波振動子に印加し、それによって超音波を送信及び受信する。この場合、直流バイアス電圧発生手段は、直流バイアス電圧成分 $V_{bias}$ を持った直流パルス信号19を一定の周期で発生し、直流パルス信号19のパルス発生のタイミング、パルス幅、及びパルス電圧 $V_{bias}$ を制御する機能を備えていてもよい。

#### 【0075】

このように、直流バイアス成分 $V_{bias}$ を調整することにより、図1A~図1C及び図2に示すような直流バイアス電圧に依存した振幅特性、スペクトル特性、低周波成分及び高周波成分の各ピークでの振幅特性を得ることができる。

#### 【0076】

10

20

30

40

50

さらに、直流パルス信号 19 の立ち上がり部 21、立ち下がり部 22 を鈍らせてなだらかな傾斜にすることにより、急峻に高電圧が超音波振動子に加わるのを防ぐことにより、静電容量型の振動子が劣化して、振動子としての寿命が短くなるのを防ぐことができる。より具体的には、直流パルス信号が、立ち上がり部 21、立ち下がり部 22 に於いて、ガウス関数または C O S 関数状の曲線を描くことにより、すそ引きを持ったなだらかな傾斜にすることができる。

なお、図 4 では、単に開口の中心部、周縁部に対応して高周波成分、低周波成分という様に、個別に超音波診断像を描出するものである。これに対して、次に、開口の中心部、周縁部に対応した高周波成分、低周波成分の両信号を合成することによって全領域（全開口）で診断しやすい超音波診断像が得られるようにした実施例について説明する。

10

【0077】

＜第 2 の実施例＞

図 7 は本発明の第 2 の実施例に係る、超音波プローブ装置の構成を示している。

【0078】

図 7 において、図 4 と異なる点は、ビーム合成回路 12 の前段にメモリ回路 18 を設けたことである。その他の構成は図 4 と同様である。

【0079】

メモリ回路 18 を設けたのは、開口の中心部、周縁部に対応した高周波成分、低周波成分が時間間隔をおいて検出されると、例えば先に高周波成分を抽出したときにはそれを予めメモリ回路 18 に記憶しておいて後で低周波成分がきたときに両成分を合成して合成信号をビーム合成回路 12 に供給する。時間的に先行した信号と後続した信号を時間的に一致させて連結させるための手段としてメモリ回路 18 を設けている。つまり、高周波成分の信号をまず受信してメモリ回路 18 に入れ記憶しておいて後続する低周波成分の信号がきたときに同時に両信号を一組の信号として取り扱ってビームフォーミングをかける。

20

【0080】

図 7 の第 2 の実施例では、図 4 の第 1 の実施例と同様に、バイアス調整器（6-1～6-m）と帯域処理部 10 の組み合わせで、バイアス調整器 6-1～6-m が低電圧バイアスを指示している時は、帯域処理部 10 は L P F が動作する様に帯域制御部 15 からの指示でフィルタ選択され、この設定ではアレイ振動子の配列の周縁部（＝開口の周縁部）の振動子に駆動電圧が印加される様に電子スイッチ回路 3 で選択され、受信信号も開口の周縁部からの送受信信号（低周波成分）を扱うことになる。この信号は深部に届く高深達度診断画像信号を提供する。

30

【0081】

一方、バイアス調整器（6-1～6-m）が高電圧バイアスを指示している時は、帯域処理部 10 は H P F が動作する様に帯域制御部 15 からの指示でフィルタ選択され、この設定ではアレイ振動子の配列の中心部（＝開口の中心部）の振動子に駆動電圧が印加される様に電子スイッチ回路 3 で選択され、受信信号も開口の中心部からの送受信信号（高周波成分）を扱うことになる。この信号は深部に届かないが、近距離部で高分解能診断画像を提供する。

【0082】

40

そして、本第 2 の実施例の特徴は、上記の開口の中心部、周縁部に対応した高周波成分、低周波成分の両信号をメモリ回路 18 を用いて合成することによって全領域（全開口）で診断しやすい超音波診断像が得られる点にある。これは、前述したように、合成時に先行する受信信号を一時的にメモリ回路 18 に記憶することによって可能としている。

【0083】

従って、本第 2 の実施例によれば、次のように表現することができる。バイアス調整手段の電圧設定と、帯域処理手段の帯域特性選択とを逐次的に変更し、その変更ごとに得られた超音波受信データを一時的に記憶手段に格納し、それらを合成手段にて合成した上で、画像構築手段で超音波診断画像信号を構築することができる。

【0084】

50

尚、以上述べた第1, 第2の実施例では、図6に示したような直流パルス信号19のパルス幅内に、駆動パルス信号として高周波パルス信号20のバースト波を重畳した駆動信号を使用しているが、そのようなバースト波に代えて図8に示すように直流パルス信号19にスパイク波23を重畳させて駆動パルス信号としてもよい。図8のような駆動パルス信号を用いた場合にも、直流バイアス成分Vbiasを調整することにより、図1A~図1C及び図2に示すような直流バイアス電圧に依存した振幅特性、スペクトル特性、低周波成分及び高周波成分の各ピークでの振幅特性を得ることができる。

【0085】

また、直流パルス信号に高周波信号が重畳した信号は、図9に示すように高周波信号が櫛状の矩形波24でも良い。

10

【0086】

以上述べた第1の実施例の図4の回路、及び第2の実施例の図7の回路で、前述した高調波抽出技術を用いたハーモニックイメージング診断像を得たい場合には、図4又は図7のビーム合成回路12の後段に、超音波の基本波（先行パルス）とこれを一定時間間隔をおき極性反転した反転波（後続パルス）とで1組の基本波ダブルパルスを生成して診断対象物に送信し、該診断対象物で反射して戻ってくるダブルパルスの超音波エコー信号を受信し、その受信信号に含まれる第2高調波成分だけを基本波成分から分離抽出するために、メモリ回路を使うが、この第2高調波抽出のために用いるメモリ回路は、図4又は図7におけるビーム合成回路12の後段に配設することが望ましい。すなわち、ハーモニックイメージング診断技術を用いたい場合には、図4又は図7のビーム合成回路12の後段にメモリ回路を配置して、受信したダブルパルスの超音波エコー信号における先行パルスを一時的にメモリ回路に記憶し、後続パルスが来たときに記憶した先行パルスに加算することで基本波成分を消去して第2高調波成分を倍加して取り出すことができる。

20

【0087】

<第3の実施例>

図10は本発明の第3の実施例の超音波プローブ装置に適用される超音波振動子の断面図を示している。

【0088】

図10において、複数（図では2つ）の振動子セル31で1つの振動子エレメント32が構成されており、この振動子エレメント32がシリコン基板33の上に横方向及び奥行き方向に2次元的に集積された形となっている。

30

【0089】

まず、シリコン基板33があって、その上にセル毎に下部電極34が形成され、さらにその上に空気又は真空の空洞部であるキャビティ35が形成され、その上にメンブレン36と呼ばれる振動する膜が支柱部37にて支持されるようにして形成され、さらにそのメンブレン36の上に上部電極38が形成されている。支柱部37はシリコン或いはシリコンの窒化物を材料として形成されている。超音波が出る側の上部電極38は接地されており、シリコン基板33及び支柱部37の例えば中央部にはエレメント毎に上部電極38からシリコン基板33の背面側の電極40に貫通して両電極間を導通させる導電性のコネクトホール39が設けられている。なお、図示していないが、シリコン基板33は導電率が非常に高いので、コネクトホール39を形成する当たっては導電膜を形成する前に予め絶縁処理して絶縁領域を形成した上で導電性のコネクトホール39が形成される。

40

【0090】

一方、下部電極34には図示しない電極端子から信号が入出力される。即ち、上部電極38はエレメント単位で接地され、下部電極34に対する信号の入出力もエレメント単位で行うようになっている。なお、隣接するエレメント間は互いに絶縁された構造となっている。

【0091】

超音波振動子の使い方には、2通りある。即ち、図11に示すように、送信用静電容量型超音波振動子411と受信用静電容量型超音波振動子412が別体になっている送受信

50

分離型の構成と、図 1 2 に示すように、1つの送受兼用静電容量型超音波振動子 4 2 3 を送受切替えスイッチ 4 2 4 にて送信時と受信時とで切り替えて送信及び受信する送受信兼用型の構成とがある。

#### 【0092】

図 1 1 の送受信分離型の超音波振動子において、符号 4 1 1 は送信用静電容量型超音波振動子、4 1 2 は受信用静電容量型超音波振動子、4 1 3 は送信用直流バイアス電源、4 1 4 は受信用直流バイアス電源、4 0 1, 4 0 2 は直流阻止コンデンサ、4 1 5 は送信用高周波パルス信号、4 1 6 は受信パルスエコー信号、4 1 7 は送信駆動入力端子、4 1 8 はパルスエコー信号出力端子、4 1 9 は送信超音波、4 2 0 はパルスエコー信号、4 2 1 は生体組織、4 2 2 は異常組織を、それぞれ示している。

10

#### 【0093】

送信駆動入力端子 4 1 7 より入力した送信用高周波パルス信号 4 1 5 は直流阻止コンデンサ 4 0 1 で高周波成分のみとなって、送信用直流バイアス電源 4 1 3 からの直流バイアス電圧と重畳され、駆動パルス信号として送信用静電容量型超音波振動子 4 1 1 に印加される。この駆動パルス信号印加によって、送信用静電容量型超音波振動子 4 1 1 から超音波 4 1 9 が送信され、診断対象である例えば生体組織 4 2 1 の異常組織 4 2 2 に到達すると、該組織で反射し、パルスエコー信号 4 2 0 となって戻り、受信用静電容量型超音波振動子 4 1 2 に受信される。受信用静電容量型超音波振動子 4 1 2 は、少なくともパルスエコー信号 4 2 0 を受信するタイミングで、受信用直流バイアス電源 4 1 4 からの直流バイアス電圧によって受信可能状態とされており、パルスエコー信号 4 2 0 によって静電容量が変化することで、受信用静電容量型超音波振動子 4 1 2 はパルスエコー信号を電気信号として出力する。そして、直流阻止コンデンサ 4 0 2 で高周波の電気信号の交流成分のみがパルスエコー信号出力端子 4 1 8 から出力される。上記の動作では、送信超音波 4 1 9 が送信される生体組織 4 2 1 の位置を変えながらパルスエコー信号 4 2 0 を受信することによって、生体組織 4 2 1 の反射位置の状態によってパルスエコー信号 4 2 0 の強弱が変化することで異常組織 4 2 2 として確認することが可能となる。

20

#### 【0094】

また、図 1 2 の送受信兼用型の超音波振動子において、符号 4 1 3 は送信用直流バイアス電源、4 1 4 は受信用直流バイアス電源、4 0 1, 4 0 2 は直流阻止コンデンサ、4 1 5 は送信用高周波パルス信号、4 1 6 は受信パルスエコー信号、4 1 7 は送信駆動入力端子、4 1 8 はパルスエコー信号出力端子、4 2 3 は送受兼用静電容量型超音波振動子、4 2 4 は送受切り替えスイッチを、それぞれ示している。

30

#### 【0095】

図 1 2 の場合は、送受兼用静電容量型超音波振動子 4 2 3 に対して、送信用高周波パルス信号 4 1 5 と送信用直流バイアス電源 4 1 3 からの直流バイアス電圧とを重畳した駆動パルス信号を印加する送信時のタイミングと、受信用直流バイアス電源 4 1 4 から受信用直流バイアス電圧を印加する受信時のタイミングとを、送受切り替えスイッチ 4 2 4 によって切り替えることによって、1つの静電容量型超音波振動子 4 2 3 を送信時と受信時とで兼用して、送受信を行なうものである。

#### 【0096】

どちらのタイプの超音波振動子でも、基本的には、送信用直流バイアス電圧と受信用直流バイアス電圧が必要とされるが、本出願人は受信用直流バイアス電源を無くし受信時の直流バイアス電圧がなくても受信可能であることを実験的に確認している。

40

#### 【0097】

図 1 3 は本発明の第 3 の実施例における、送信時における超音波振動子駆動信号の波形の一例を示すものである。直流バイアス電圧を供給する手段は、直流バイアスの実効電圧を少なくするために、一定の周期  $t_{repeat}$  の期間ごとに一定振幅の直流バイアス成分  $V_{bias}$  を有しかつ所定のパルス幅  $t_{bias}$  を有した直流パルス信号 1 5 1 を直流バイアス振幅として生成する。そして、この直流パルス信号 1 5 1 のパルス幅期間内に本来の高周波パルス信号 1 6 1 を重畳させる。符号  $t_{rf}$  は直流パルス信号のパルス幅  $t_b$

50



i a s の期間内に重畳される高周波パルス信号期間を示している。このように、送信時は、高周波パルス信号 1 6 1 に対して、直流バイアス成分 V b i a s を持った一定周期の直流パルス信号 1 5 1 を重畳させて駆動パルス信号を生成して、静電容量型超音波振動子に印加し、それによって超音波を発生して生体組織に送信する。

【0 0 9 8】

このとき、直流バイアス電圧を供給する手段、即ち、直流バイアス電源手段は、直流バイアス電圧成分 V b i a s を持った直流パルス信号 1 5 1 を一定周期 t r e p e a t で出力する機能を備えると共に、直流パルス信号 1 5 1 のパルス発生のタイミング、パルス幅 t b i a s 、及びパルス電圧 V b i a s を制御する機能を備えている。

【0 0 9 9】

10

なお、受信時に必要とされる直流バイアス電圧についても、受信時のタイミングに合わせて、直流バイアス成分 V b i a s を一定の周期 t r e p e a t の期間ごとにパルス幅 t b i a s を有した直流パルス信号 1 5 1 として生成して静電容量型超音波振動子に印加することで、受信をおこなえばよい。受信時は高周波パルス信号の重畳は不要である。

【0 1 0 0】

図 1 4 は、送受信兼用タイプの静電容量型超音波振動子アレイを用いて構成される、超音波プローブ装置のブロック図を示している。なお、図 1 4 では、受信側の直流バイアス電圧を無くした構成を示している。これは、静電容量型超音波振動子について、本出願人は受信用直流バイアス電源を無くし受信時の直流バイアス電圧がなくても受信可能であることを実験的に確認している。

20

【0 1 0 1】

図 1 4 において、符号 4 7 は複数の送受信兼用タイプの静電容量型超音波振動子エレメント 4 5 を並べて構成される静電容量型超音波振動子アレイであり、各静電容量型超音波振動子エレメント 4 5 については、片側の端子は接地され、もう一方の片側の端子は、送受切り替えスイッチアレイ 4 6 を構成する各送受切り替え回路 5 6 の振動子端子 a に接続している。送受切り替え回路 5 6 は、静電容量型超音波振動子エレメント 4 5 に接続する振動子端子 a と、送信側回路に接続する送信側端子 b と、受信側回路に接続する受信側端子 c とを備えて構成されている。符号 6 3 はグラウンド ( G N D ) を示す。

【0 1 0 2】

静電容量型超音波振動子エレメント 4 5 は、例えば、超音波ビームを体腔内挿入軸の回りに走査するラジアル走査型のアレイ型振動子である。送受切り替えスイッチアレイ 4 6 を構成する複数の送受切り替え回路 5 6 は、送受切り替え制御信号 5 9 によって送受信が切り替えられる。

30

【0 1 0 3】

符号 4 8 は送信ビームフォーマ、4 9 は複数の駆動信号発生器を並べて構成される駆動回路アレイ、5 0 は直流バイアス電圧を供給する手段である送信用直流バイアス発生回路、5 1 は高周波パルス発生回路である。

【0 1 0 4】

高周波パルス発生回路 5 1 は、1 0 V 以下の低い振幅レベルを有する高周波パルス信号を生成する機能を有する。この高周波パルス信号は周波数が 1 k H z ~ 1 0 k H z であり、マイクロプロセッサなどで構成される制御回路 9 3 の制御に基づいて周波数、パルス幅及び繰り返し時間の情報を持って生成されている。

40

【0 1 0 5】

送信ビームフォーマ 4 8 は、静電容量型超音波振動子アレイ 4 7 を構成する複数の静電容量型超音波振動子エレメント 4 5 にそれぞれ対応する複数の遅延回路で構成され、高周波パルス発生回路 5 1 から的高周波パルス信号を入力し、該高周波パルス信号を基に前記制御回路 9 3 の制御によって前記複数の遅延回路ごとの時間差、即ち遅延時間を有した高周波パルス信号を生成して各振動子エレメント対応の各チャンネルに出力する。

【0 1 0 6】

送信ビームフォーマ 4 8 で各超音波振動子エレメントへの遅延時間設定を行なうが、こ

50

の遅延時間設定によって焦点位置をセクタ状に走査したり焦点位置を遠近方向に変化することが可能となる。

#### 【0107】

直流バイアス発生回路50は、一定の周期ごとに10V以下の低い電圧レベルを有する所定のパルス幅を備えた直流パルス信号を生成する機能を有する。直流バイアス発生回路50は、制御回路93の制御に基づいて、送信ビームフォーマ48を構成する各遅延回路から出力される各高周波パルス信号の遅延のタイミングに合った遅延タイミングで直流バイアス信号、即ち直流パルス信号を生成して、駆動回路アレイ49に供給する。すなわち、直流バイアス発生回路50からは、駆動回路アレイ49を構成する振動子エレメントの数に対応した複数の駆動信号発生回路に対応して図示しない複数の出力線が出ており、送信高周波パルス信号の遅延タイミングに合った遅延直流パルス信号が順次生成されて、複数の駆動信号発生回路に供給されるようになっている。

10

#### 【0108】

駆動回路アレイ49は、複数の駆動信号発生回路で構成され、各駆動信号発生回路は、直流バイアス発生回路50からの各チャンネルに合った遅延を持った低電圧の直流パルス信号と送信ビームフォーマ48の各遅延回路から出力される低電圧の高周波パルス信号とを加算して低電圧の駆動パルス信号を生成した後、該駆動パルス信号を増幅して150V～200Vの高電圧の超音波振動子エレメント駆動用の駆動パルス信号を生成して、送受切り替えスイッチアレイ46の各送受切り替え回路56の送信側端子bに供給するようになっている。

20

#### 【0109】

送受切り替えスイッチアレイ46の各送受切り替え回路56は、送信時に駆動回路アレイ49の各駆動信号発生回路からの駆動パルス信号を入力する送信側端子bと、受信時に静電容量型超音波振動子アレイ47の各静電容量型超音波振動子エレメント45からのパルスエコー信号を出力する受信側端子cと、送信時又は受信時に送信側端子b又は受信側端子cに切り替えられたときに、静電容量型超音波振動子アレイ47の各静電容量型超音波振動子エレメント45に対する信号の入力又は出力を行なうための共通端子aと、を備えている。

#### 【0110】

送受切り替えスイッチアレイ46を構成する複数の送受切り替え回路56はそれぞれ静電容量型超音波振動子アレイ47を構成する複数の静電容量型超音波振動子エレメント45に一对一に対応している。複数の送受切り替え回路56でそれぞれの送信タイミングになっているときにそれぞれに対応した静電容量型超音波振動子エレメント45に超音波振動子エレメント駆動用の前記高電圧の駆動パルス信号を送って、超音波を発生させる。

30

#### 【0111】

静電容量型超音波振動子アレイ47の各静電容量型超音波振動子エレメント45から送信された超音波に対して生体組織からエコー信号が戻ってくる。そのエコー信号を受信タイミングに従って超音波振動子アレイ47の各超音波振動子エレメント45で受信して、チャージアンプアレイ52を構成する各チャージアンプに送り、前置増幅する。

#### 【0112】

このチャージアンプアレイ52は、チャージアンプ前段の高インピーダンスの静電容量型超音波振動子エレメント45とチャージアンプ後段の低インピーダンスの回路系とをインピーダンスマッチングするためのインピーダンス変換機能と、静電容量型超音波振動子エレメント45からの微小信号を電圧増幅する増幅機能とを有するものである。すなわち、静電容量型超音波振動子エレメント45は非常に高い出力インピーダンスを有しているので、その振動子エレメントエコー出力信号を、入力インピーダンスの高いプリアンプとして動作するチャージアンプアレイ52の各チャージアンプに送って増幅する。また、エコー信号として戻ってくる超音波信号は非常の微弱であり、静電容量型超音波振動子エレメント45からの出力エコー信号も電圧に変換した場合、0.5V～0.0051位の小さなものであり、例えば100～1000倍に電圧増幅することが必要となる。

40

50

## 【0113】

チャージアンプアレイ52の出力信号は、フィルタアレイ53に送られ、高周波ノイズを含む各種のノイズ成分が除去された後、A/D変換器54に送られてデジタル信号に変換され、次段の受信ビームフォーマ55に送られる。受信ビームフォーマ55はデジタル的にビームフォーミングするデジタルビームフォーマで構成されている。

## 【0114】

図14では、複数の静電容量型超音波振動子エレメント45が並んだ静電容量型超音波振動子アレイ47を使用しているため、多数の超音波振動子エレメント45で個別のエコー信号が受信できるが、それら受信した多数のエコー信号を一まとめにするために受信ビームフォーマ55を用いている。

10

## 【0115】

ビームフォーミングについては、送信側でも送信ビームフォーマ48があり、遅延時間制御信号によって遅延時間を適宜に制御してやると、その遅延時間に相当して生体組織内での超音波の焦点距離を決めることができる。

## 【0116】

受信ビームフォーマ55は、静電容量型超音波振動子アレイ47を構成する複数の静電容量型超音波振動子エレメント45にそれぞれ対応する複数の遅延回路で構成され、各振動子エレメントに対する遅延時間設定が行われ、この遅延時間設定によって目的とする焦点距離からの超音波を受信することができる。

## 【0117】

20

受信ビームフォーマ55では、目的とする焦点距離からの超音波を各振動子エレメントで受信した後にそれぞれの遅延回路で位相を合わせて一まとめにする。

## 【0118】

受信ビームフォーマ55でビームフォーミングすると、一まとめの受信信号42となって出力される。

## 【0119】

受信ビームフォーマ55からの受信信号42は、高調波信号処理回路としての位相反転合成回路97に入力される。位相反転合成回路97は、後述の図16で説明する第2高調波抽出技術を用いて、受信信号中の第2高調波信号を抽出し、ハーモニックイメージング診断用の信号を生成する。

30

## 【0120】

なお、静電容量型超音波振動子エレメント45から生体組織に対して送信する超音波パルス信号は周波数 $f_0$ の基本波のみから成る信号であるが、基本波 $f_0$ が生体組織を伝播するときに、生体組織の非線形性によって高調波を発生する。この高調波が反射信号であるエコー信号の中に入って戻り、静電容量型超音波振動子エレメント45で受信される。反射されるエコー信号の中から、位相反転合成回路97にて第2高調波信号を抽出することになる。

## 【0121】

そして、デジタルスキャンコンバータ98では、ハーモニックイメージング診断用の信号を使って映像化しモニタ99に表示することで、超音波診断を行うことができる。

40

## 【0122】

制御回路93は、高周波パルス発生回路51の高周波パルス発生制御、直流バイアス発生回路50、送信ビームフォーマ48及び受信ビームフォーマ55の遅延制御、駆動回路アレイ49、チャージアンプアレイ52、フィルタアレイ53、位相反転合成回路97、デジタルスキャンコンバータ98の制御のほかに、送受切り替え制御信号59にて、送受切り替えスイッチアレイ46を構成する複数の送受切り替え回路56における送信用振動子エレメント及び受信用振動子エレメントの選択制御をも行なう。

## 【0123】

次に、図15を参照して図14の静電容量型超音波振動子アレイの動作を説明する。

## 【0124】

50

図15の上段は、駆動回路アレイ49を制御するために、制御回路93で生成される制御パルス信号65の波形を示している。図15の下段は駆動回路アレイ49の各駆動信号発生回路で生成される、低電圧の超音波振動子エレメント駆動パルス信号66の波形を示している。

#### 【0125】

図15の上段の制御パルス信号65の制御によって、駆動回路アレイ49の各駆動信号発生回路では、直流バイアス発生回路50からの各送信チャンネルに対応した遅延を持った低電圧の直流パルス信号と送信ビームフォーマ48の各遅延回路から出力される低電圧の高周波パルス信号とを加算して図15の下段に示す低電圧の駆動パルス信号66を生成した後、該駆動パルス信号66を増幅して高電圧の超音波振動子エレメント駆動用の駆動パルス信号67を生成して、送受切り替えスイッチアレイ46の各送受切り替え回路56の送信側端子bに供給する。

10

#### 【0126】

図15の上段で、符号381は+直流バイアス起動タイミングパルス、382は高周波信号発生タイミングパルス、383は+直流バイアス停止タイミングパルス、384は-直流バイアス起動タイミングパルス、385は高周波信号発生タイミングパルス、386は-直流バイアス停止タイミングパルス、 $V_{rf}$ は高周波パルス信号発生期間 $t_{rf}$ を指定するための高周波パルス信号電圧、 $V_{dc+}$ は+直流バイアス起動/停止パルス電圧、 $V_{dc-}$ は-直流バイアス起動/停止パルス電圧、をそれぞれ示している。

#### 【0127】

20

図15の下段で、符号151は+直流パルス信号、152は-直流パルス信号、161、162は高周波パルス信号、 $t_{rf}$ は高周波パルス信号発生期間、 $t_{bias}$ は直流バイアス信号発生期間、 $V_{dc+}$ は+直流バイアス起動/停止パルス電圧、 $V_{dc-}$ は-直流バイアス起動/停止パルス電圧、 $V_{bias+}$ は+直流バイアス電圧、 $V_{bias-}$ は-直流バイアス電圧、をそれぞれ示している。

#### 【0128】

図15の上段に示す制御パルス信号65における正電圧パルス382、385のパルス幅 $t_{rf}$ は図15の下段の高周波パルス信号161、162を出力している期間を指定するものである。図15の上段の負電圧パルス381、383は図15の下段の正の直流バイアス電圧 $V_{bias+}$ の印加開始と停止のタイミングを指定し、図15の上段の負電圧パルス384、386は図15の下段の負の直流バイアス電圧 $V_{bias-}$ の印加開始と停止のタイミングを指定するものであり、これらの負電圧パルス381、383、384、386は高周波信号出力期間に対応したパルス382、385とはパルス極性を逆にしている。また、図15の上段における電圧値の大きさの差異( $V_{dc+}$ と $V_{dc-}$ )によって、図15の下段に示す直流バイアス電圧 $V_{bias+}$ 、 $V_{bias-}$ の極性の違いを指定している。

30

#### 【0129】

図15の下段の信号波形で駆動すると位相の反転した超音波信号が送信される。パルスの最初のピークを見ると、先行したパルスでは、 $V_{bias+} + V_{op}$  (= 振幅の最大値) となり、後続パルスでは $V_{bias-} + V_{op}$  (= 振幅の最小値) となり位相が反転することになる。ただし、 $V_{op}$ は高周波パルス信号161、162の振幅を表している。

40

#### 【0130】

駆動回路アレイ49の各駆動信号発生回路は、直流パルス信号151、152に高周波パルス信号161、162を重畳した駆動パルス信号66を生成する機能を有しており、一方の極性、例えば正極性の直流パルス信号151に高周波パルス信号161を重畳させた第1の重畳パルス信号と、第1の重畳パルス信号形成時に用いた直流パルス信号とは逆極性、例えば負極性の直流パルス信号152に、第1の重畳パルス信号形成時に用いた高周波パルス信号161と振幅、周波数及び極性が同じである同形の高周波パルス信号162を重畳させた第2の重畳パルス信号とが、所定の時間間隔で連なるように組み合わせられたダブルパルス信号を生成し、超音波振動子エレメント駆動パルス信号66として出力す

50

る。

#### 【0131】

駆動回路アレイ49の各駆動信号発生回路から各送受切り替え回路56を通して各超音波振動子エレメント45へ、図15の下段に示すようなダブルパルス信号波形を持った超音波振動子エレメント駆動パルス信号66が印加されると、各超音波振動子エレメント45より出力される超音波信号は、前記ダブルパルス信号のうちの最初の高周波パルス信号に対応した超音波信号と後の高周波パルス信号に対応した超音波信号とでは、例えばモデル的に2波数で示すと図16の上段のパルスA、Bに示すように位相が反転した関係になる。そして、このように位相が反転したパルスを連結させたダブルパルス信号を生体組織に送信すると、生体組織の非線形性の影響で高調波が基本波超音波に重畳する。この場合、基本波の応答は1次即ち1乗、また第2高調波は2乗になる。2乗とは、負の成分も正になることを意味する。基本波は1乗だから正は正、負は負のままである。従って、各超音波振動子エレメント45で受信される超音波信号の基本波は図16の中段に示すように図16の上段の送信超音波信号と同様になるが、受信超音波信号の第2高調波成分は図16の下段のように正の成分のみとなる。

10

#### 【0132】

従って、受信側の回路系で、受信超音波信号におけるダブルパルスを構成するパルスAとパルスBの時間差 $t_d$ を0にしてそれらの和をとると、基本波成分については正成分と負成分の加算によって基本波成分は無くなり、第2の高調波成分については正成分と正成分の加算により第2の高調波成分は倍加する。つまり、第2の高調波成分だけ抽出できる。これが、静電容量型超音波振動子における、ハーモニックイメージング技術の高調波成分抽出技術である。このような高調波成分抽出技術によって、基本波成分の音圧に対し、10～20dB小さな音圧を持つ高調波成分を両者混在した受信信号から分離抽出することができる。

20

#### 【0133】

例えば、前述した位相反転合成回路97において、時間差 $t_d$ を0にする手段として、最初のパルスAを一時的にメモリに保存し、後続するパルスBが到達した時点で和をとる。この様に、一対の、位相が反転したパルスを連結させたダブルパルスを生体組織に印加し、基本波（厳密には奇数次すべて）の応答は1次即ち1乗、また第2高調波（厳密には偶数次全て）は負の信号がなくなり、したがって位相を揃えて両パルスを加算すると基本波（厳密には奇数次すべて）成分は消滅し、第2高調波（厳密には偶数次全て）のみが残る。

30

#### 【0134】

なお、実際の超音波診断では、高調波のほかに基本波も観察しなくてはならない。基本波については、従来から行われている別の手段で抽出することになる。そして、最終的に両者の抽出画像を加算して超音波画像にする。

#### 【0135】

ところで、図13又は図15に示した直流バイアス信号である直流パルス信号は、そのパルスの立ち上がり、立ち下がりが殆ど垂直である。このように急峻に高い直流バイアス電圧（100V位）を超音波振動子に印加したり印加しなかったりすると、静電容量型の振動子が劣化し易く、振動子としての寿命が短くなる可能性がある。

40

#### 【0136】

一方、図13又は図15に示した高周波パルス信号についても、信号が持つ高周波成分が多くなると、駆動信号発生回路の負担が大きくなる可能性がある。

#### 【0137】

そこで、次に、これらの問題に対する対策を、図17及び図18にて説明する。

#### 【0138】

図17は静電容量型超音波振動子エレメント駆動信号波形の一の変形例を示すものである。直流パルス信号151の立ち上がり部155、立ち下がり部156を鈍らせてなだらかな傾斜にすることにより、急峻に高電圧が超音波振動子に加わるのを防ぐようにしてい

50

る。V b i a s は直流バイアス成分を表し、t r f は高周波パルス信号期間を表している。

#### 【0139】

図18は静電容量型超音波振動子エレメント駆動信号波形の他の変形例を示すものである。図17と同様に立ち上がり部155、立ち下がり部156をなだらかな傾斜にすることのほかに、高周波パルス信号161を、窓関数157が乗算されたバースト波に構成するものである。窓関数157としては、ガウス、ハミング、ハニング、ブラックマンのいずれでも良い。

#### 【0140】

窓関数を適用することにより、信号が持つ高周波成分がなくなり、駆動信号発生器内の高電圧出力アンプの負担が減り、駆動信号発生器（パルサー）の負担が軽減される。また、時間軸サイドローブの発生を抑圧することができ、静電容量型超音波振動子の本来の広帯域特性を生かすことができ、高い分解能の超音波診断画像が得られることになる。

#### 【0141】

以上述べた本発明の第3の実施例によれば、静電容量型超音波振動子を用いて、動作実効電圧が低く、体腔内で使用でき、しかもハーモニクイメーシング診断に利用できる超音波プローブ装置を実現することが可能となる。

#### 【0142】

##### <第4の実施例>

図19は本発明の第4の実施例の超音波診断装置の構成を示すブロック図を示している。本第4の実施例は、第3の実施例における図14の超音波振動子アレイを用いた超音波プローブ装置80と、その超音波プローブ装置からの出力信号を処理し超音波画像信号を生成し、表示装置に呈示する本体装置90とで構成される。なお、超音波プローブ装置80は、外形部分は保護シースで覆われている。

#### 【0143】

超音波プローブ装置80は、例えばマイクロマシン技術を用いてシリコン基板上に組み立てられたアレイ状の複数の静電容量型超音波振動子エレメント45と、これにほぼ一体的に構成した駆動制御手段、及び、信号授受の為の信号伝達手段とを備えて構成されている。前記静電容量型超音波振動子エレメント45は、例えば、超音波ビームを体腔内挿入軸の回りに走査するラジアル走査型のアレイ型振動子である。

#### 【0144】

超音波プローブ装置80は、複数の静電容量型超音波振動子エレメント45から成る超音波振動子アレイ47と、超音波振動子アレイ47の各静電容量型超音波振動子エレメント45に対して超音波駆動信号を送信処理したり、又は各静電容量型超音波振動子エレメント45から出力されるエコー信号を受信処理する駆動制御手段としての送受信処理部91と、本体装置90にあるCPU93の動作指示信号に基づいて指示された所定の超音波振動子エレメント45に対してパルス信号を伝送するための信号伝達手段としてのセレクト92とを備えている。

#### 【0145】

送受信処理部91は、送信遅延回路131と、バイアス信号印加回路132と、駆動信号発生回路133と、送受信切替回路134と、プリアンプ135と、ビームフォーマ136とを少なくとも備えている。

#### 【0146】

本体装置90は、超音波プローブ装置80からの出力信号を信号処理し、画像信号を構築し、体腔内超音波診断画像を、表示装置であるモニタに表示する。

#### 【0147】

本体装置90は、CPU93、トリガー信号発生回路94、エコー信号処理回路95、ドップラー信号処理回路96、高調波信号処理回路97、超音波画像処理部98を備えている。

#### 【0148】

前記CPU93は、この超音波診断装置に設けられている各種回路及び処理部に動作指示信号を出力したり、各種回路及び処理部からのフィードバック信号を受信して、各種制御を行う。

【0149】

前記トリガー信号発生回路94は、各超音波振動子エレメント45を駆動させる際の送波及び受波のタイミング信号である繰り返しのパルス信号を出力する。

【0150】

前記エコー信号処理回路95は、各超音波振動子エレメント45から出力される超音波から生体内の臓器及びその境界などで反射し、前記超音波振動子エレメント45に戻ってきて受信された受信ビーム信号を基に可視像のBモード画像データを生成する。

10

【0151】

前記ドップラー信号処理回路96は、前記超音波振動子エレメント45から出力される受信ビーム信号からドップラー効果を利用して組織の移動成分、すなわち血流成分を抽出し、超音波断層像内における血流の位置を着色するためのカラーデータを生成する。

【0152】

前記高調波信号処理回路97は、前述(図14)の位相反転合成回路97と同じ機能を有するもので、各超音波振動子エレメント45から出力される受信ビーム信号から第2高調波周波数(又は第3高調波周波数)を中心周波数とするフィルタでその周波数成分の信号を抽出、増幅してハーモニックイメージング診断用の画像データを生成する。

【0153】

20

前記超音波画像処理部98は、例えばデジタルスキャンコンバータで構成され、前記エコー信号処理回路95、前記ドップラー信号処理回路96、前記高調波信号処理回路97等で生成された画像データを基に、それぞれBモード画像、ドップラー画像、ハーモニックイメージング像等を構築する。また、同時に、CPU93を介して文字等のキャラクタのオーバーレイを行う。そして、この超音波画像処理部98で構築した映像信号をモニタ99に出力して、モニタ99の画面上に観察画像の1つである超音波断層画像を表示させることができる。

【0154】

前記送信遅延回路131は各静電容量型超音波振動子エレメント45に駆動電圧を印加するタイミングを決定して、所定のセクタ走査等を行うように設定する。

30

【0155】

前記バイアス信号印加回路132は前記駆動信号発生回路133に所定のバイアス信号を印加する。このバイアス信号としては、送受信時に同じ直流電圧を使用するもの、送信時に高い電圧に設定して受信時には低い電圧に変化させるもの、例えば相関を取るために直流成分に交流成分を重畳させたものなどがある。

【0156】

直流バイアス電圧は、送信時においては送信電圧波形と同じ波形の超音波送信波形を得るために必要である。なお、受信時には直流バイアス電圧が必ずしも必要ないことは前述した通りである。

【0157】

40

前記駆動信号発生回路133は前記送信遅延回路131からの出力信号に基づいて、所望する超音波波形に対応する駆動パルス信号であるバースト波を発生する。

【0158】

前記送受信切換回路134は1つの静電容量型超音波振動子エレメント45を送波状態と受波状態とに切り換えるものである。送波状態のときには前記駆動パルス信号を静電容量型超音波振動子エレメント45に印加し、受波状態では前記エコー情報を受信することによって静電容量型超音波振動子エレメント45の電極間に発生した電荷信号をプリアンプ135に出力する。

【0159】

前記プリアンプ135は前記送受信切換回路134から出力された電荷信号を電圧信号

50

に変化するとともに増幅する。

【0160】

前記ビームフォーマ136は前記プリアンプ135から出力された各超音波エコー信号を前記送信遅延回路131での遅延と同様又は異なる遅延時間で合成した受信ビーム信号を出力する。

【0161】

CPU93の動作指示信号に基づいて、所定の位相差を与えて、それぞれの静電容量型超音波振動子エレメント45を駆動して、静電容量型超音波振動子アレイ47の超音波走査面から所定の焦点距離に設定した超音波を送波して、前記ビームフォーマ136で前記送信遅延回路131での遅延と同様な遅延をかけて合成して受信ビーム信号として出力することによって、前記焦点距離に設定した超音波による超音波観測を行える。 10

【0162】

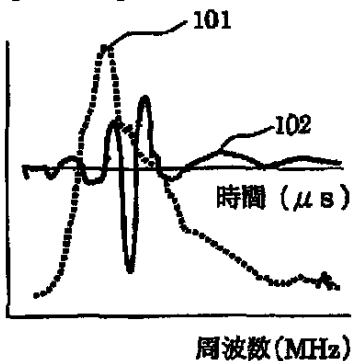
以上述べた本発明の第4の実施例によれば、静電容量型超音波振動子を用いて、動作実効電圧が低く、体腔内で使用でき、しかもハーモニックイメージング診断に利用できる超音波診断装置を実現することが可能となる。

【産業上の利用可能性】

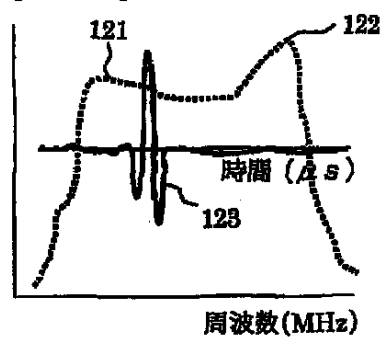
【0163】

本発明は、超音波プローブ装置及びこれを用いた超音波診断装置のほか、電子内視鏡装置と超音波診断装置を組み合わせる内視鏡画像と超音波画像とを同時的に得るようにした超音波内視鏡診断装置にも応用できることは勿論である。 20

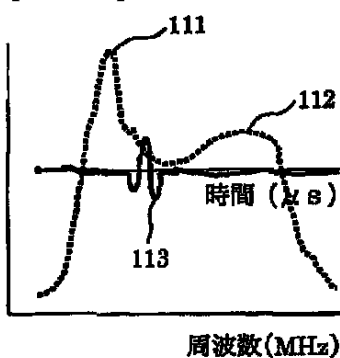
【図1A】



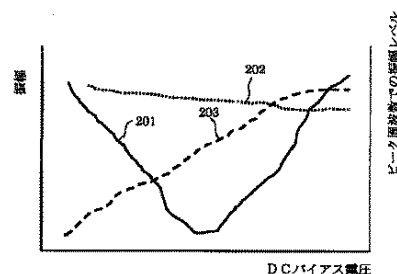
【図1C】



【図1B】

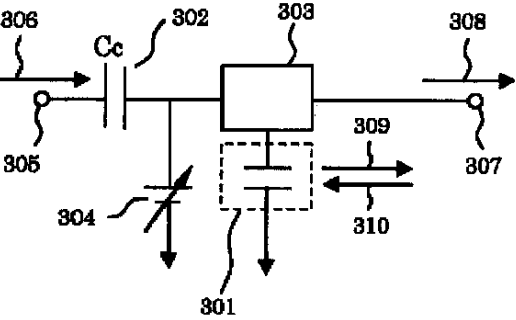


【図2】

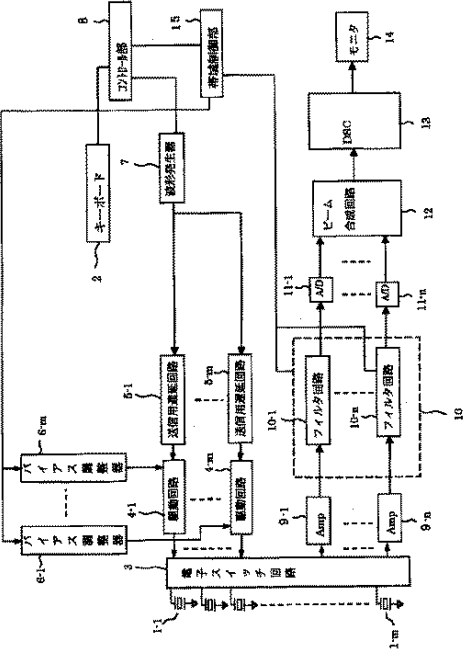




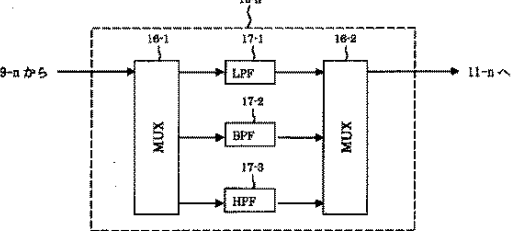
【図 3】



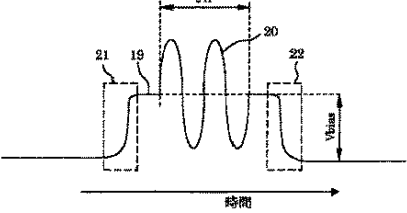
【図 4】



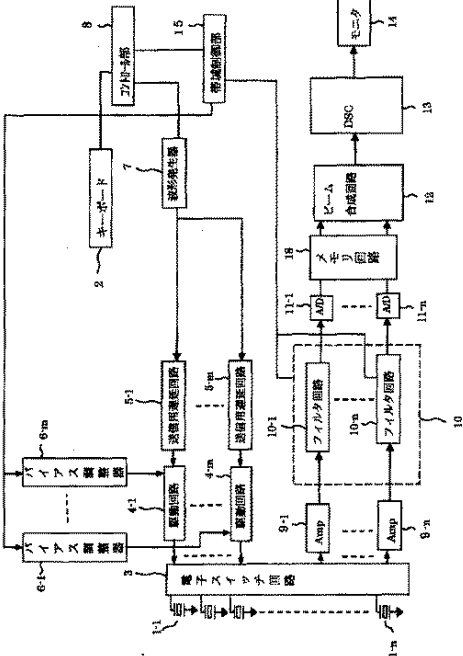
【図 5】



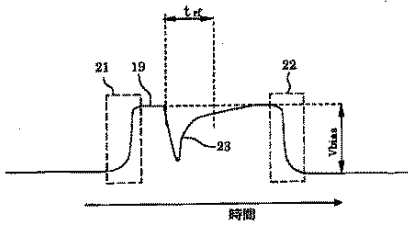
【図 6】



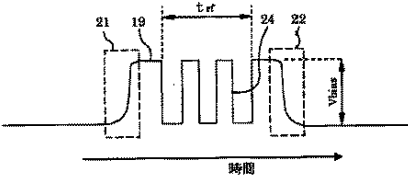
【図 7】



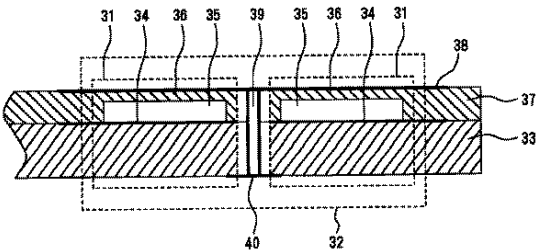
【図 8】



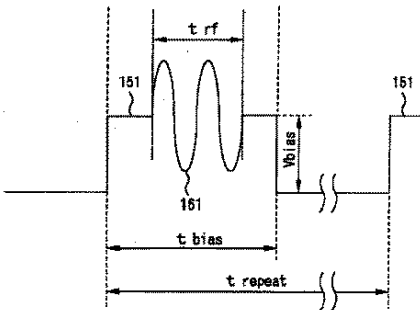
【図 9】



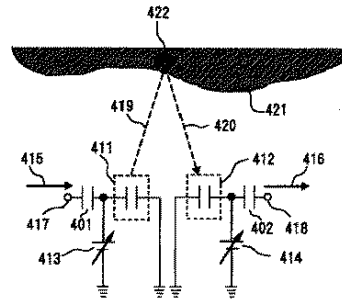
【図 10】



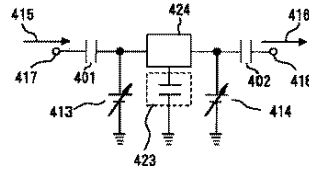
【図 13】



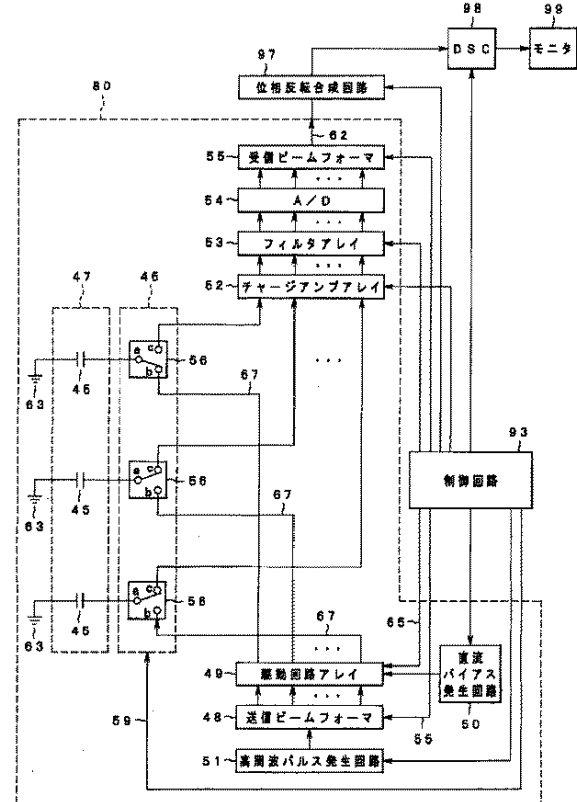
【図 11】



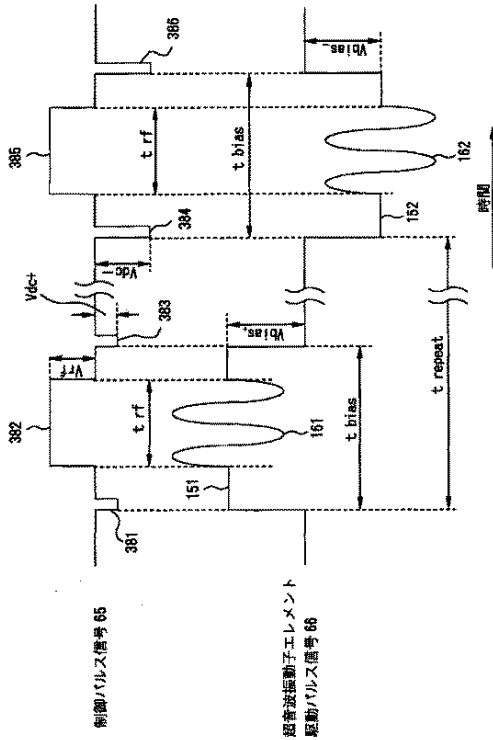
【図 12】



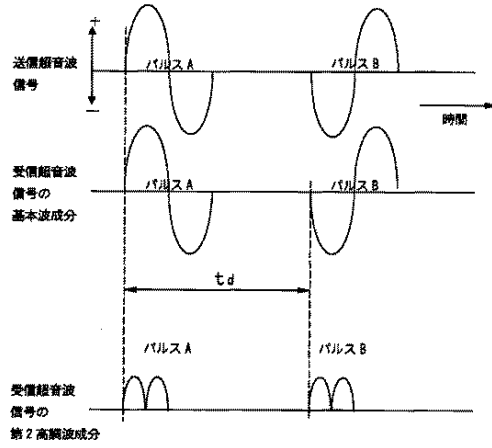
【図 14】



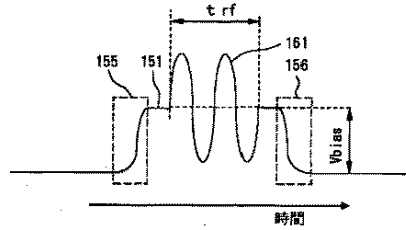
【図15】



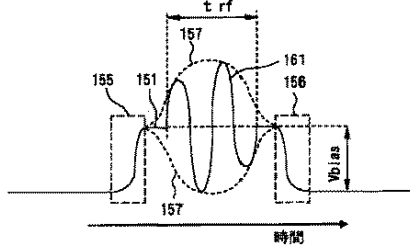
【図16】



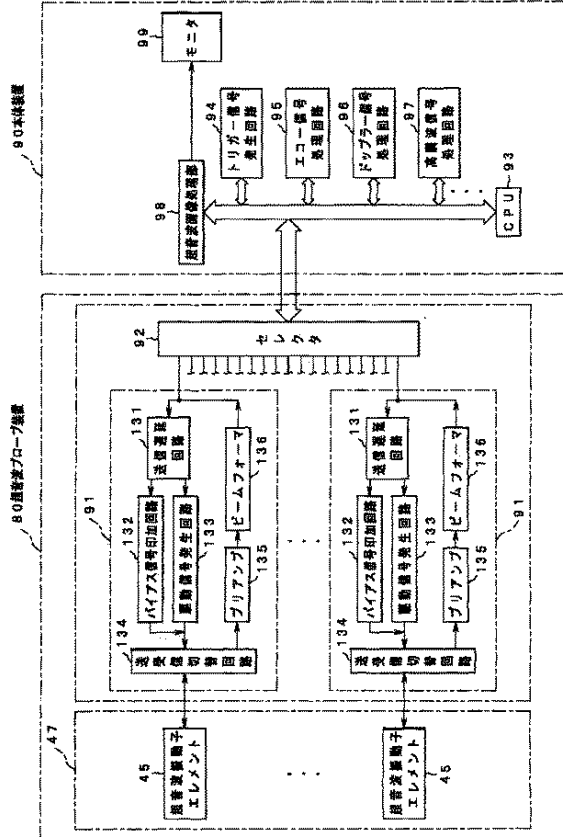
【図17】



【図18】



【図19】



## 【国際調査報告】

| INTERNATIONAL SEARCH REPORT  |   | International application No.<br>PCT/JP2005/010591                               |
|--|---|--|
| A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER<br>Int.Cl. <sup>7</sup> A61B8/12   |   |  |
| According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC  |   |  |
| B. FIELDS SEARCHED   |   |  |
| Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)<br>Int.Cl. <sup>7</sup> A61B8/00-8/15  |   |  |
| Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched<br>Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2005<br>Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2005 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2005  |   |  |
| Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)<br>JSTPlus (JOIS)   |   |  |
| C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT   |   |  |
| Category*  | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages            | Relevant to claim No.  |
| <u>Y</u>   | JP 2002-530145 A (Acuson Corp.),<br>17 September, 2002 (17.09.02),<br>Full text; all drawings | 1-3, 5, 6, 8,<br>12-15, 17-19,<br>21-22  |
| A  | & WO 00/30543 A1 & US 6605043 B1<br>& US 6645145 B1 & US 6773401 B1<br>& US 2003/149363 A1    | 4, 7, 9-11, 16,<br>20  |
| <u>Y</u>   | JP 2003-164456 A (Aloka Co., Ltd.),<br>10 June, 2003 (10.06.03),<br>Full text; all drawings   | 1-3, 5, 6, 8,<br>12-15, 17-19,<br>21-22  |
| A  | (Family: none)  | 4, 7, 9-11, 16,<br>20  |
| <input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.   |   |  |
| * Special categories of cited documents:<br>"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance<br>"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date<br>"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)<br>"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means<br>"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed<br>"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention<br>"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone<br>"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art<br>"&" document member of the same patent family |   |  |
| Date of the actual completion of the international search<br>09 August, 2005 (09.08.05)  |   | Date of mailing of the international search report<br>23 August, 2005 (23.08.05) |
| Name and mailing address of the ISA/<br>Japanese Patent Office   |   | Authorized officer   |
| Facsimile No.  |   | Telephone No.  |

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2005/010591

| C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT |  |                       |
|---|--|-----------------------|
| Category*   | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages   | Relevant to claim No. |
| A   | JP 11-226010 A (GE Yokogawa Medical Systems, Ltd.),<br>24 August, 1999 (24.08.99),<br>Full text; all drawings<br>(Family: none)  | 1-22                  |
| A   | JP 59-115771 A (SPC Electronics Corp.),<br>04 July, 1984 (04.07.84),<br>Full text; all drawings<br>(Family: none)  | 1-22                  |
| A   | X.C. Jin et al., Micromachined Capacitive Ultrasonic Immersion Transducer for Medical Imaging., Proceedings of 20 th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 1998, Vol.20, No.2, pages 779 to 782 | 1-22                  |
| A   | IGAL Ladabaum et al., Surface Micromachined Capacitive Ultrasonic Transducers., IEEE Transaction on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 1998.05, Vo.45, No.3, pages 678 to 690   | 1-22                  |

|  |   |  |         |
|--|---|--|---------|
| 国際調査報告   |   | 国際出願番号 PCT/J P 2 0 0 5 / 0 1 0 5 9 1                             |         |
| A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))<br>Int.Cl. <sup>7</sup> A61B8/12   |   |  |         |
| B. 調査を行った分野<br>調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))<br>Int.Cl. <sup>7</sup> A61B8/00-8/15  |   |  |         |
| 最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの<br>日本国実用新案公報 1922-1996年<br>日本国公開実用新案公報 1971-2005年<br>日本国実用新案登録公報 1996-2005年<br>日本国登録実用新案公報 1994-2005年   |   |  |         |
| 国際調査で利用した電子データベース (データベースの名称、調査に利用した用語)<br>JSTPlus (JOIS)  |   |  |         |
| C. 関連すると認められる文献  |   |  |         |
| 引用文献の<br>カテゴリー*  | 引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示   | 関連する<br>請求の範囲の番号   |         |
| Y<br>—<br>A  | J P 2 0 0 2 - 5 3 0 1 4 5 A (アキュツソ コーポレーション)<br>2002. 09. 17 全文、全図<br>&WO 00/30543 A1&US 6605043 B1<br>&US 6645145 B1&US 6773401 B1<br>&US 2003/149363 A1 | 1-3, 5, 6, 8, 12-15, 17<br>—19, 21-22<br>—<br>4, 7, 9-11, 16, 20 |         |
| <input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。  |   |  |         |
| * 引用文献のカテゴリー<br>「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの<br>「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日後に公表されたもの<br>「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)<br>「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献<br>「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願<br>の日の後に公表された文献<br>「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの<br>「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの<br>「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの<br>「&」 同一パテントファミリー文献 |   |  |         |
| 国際調査を完了した日<br>09. 08. 2005   |   | 国際調査報告の発送日<br>23. 8. 2005  |         |
| 国際調査機関の名称及びあて先<br>日本国特許庁 (ISA/J P)<br>郵便番号100-8915<br>東京都千代田区霞が関三丁目4番3号  |   | 特許庁審査官 (権限のある職員)<br>後藤 順也<br>電話番号 03-3581-1101 内線 3290           | 2Q 3101 |

## 国際調査報告

国際出願番号 PCT/J P 2 0 0 5 / 0 1 0 5 9 1

| C (続き). 関連すると認められる文献 |  |  |
|----------------------|--|--|
| 引用文献の<br>カテゴリー*      | 引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示  | 関連する<br>請求の範囲の番号   |
| Y<br>—<br>A          | J P 2 0 0 3 - 1 6 4 4 5 6 A (7株式会社)<br>2 0 0 3 . 0 6 . 1 0 全文、全図 (ファミリーなし)   | 1-3, 5, 6, 8, 12-15, 17<br>-19, 21-22<br>—<br>4, 7, 9-11, 16, 20 |
| A                    | J P 1 1 - 2 2 6 0 1 0 A (シーイー横河システム株式会社)<br>1 9 9 9 . 0 8 . 2 4 全文、全図 (ファミリーなし)  | 1-22   |
| A                    | J P 5 9 - 1 1 5 7 7 1 A (島田理化工業株式会社)<br>1 9 8 4 . 0 7 . 0 4 全文、全図 (ファミリーなし)  | 1-22   |
| A                    | X.C.Jin et al., Micromachined Capacitive Ultrasonic Immersion Transducer for Medical Imaging., Proceedings of 20 th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 1998, vol.20, no.2, p.779-782 | 1-22   |
| A                    | IGAL Ladabaum et al., Surface Micromachined Capacitive Ultrasonic Transducers., IEEE Transaction on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 1998.05, vo.45, no.3, p.678-690  | 1-22   |

## フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW,GH,GM,KE,LS,MW,MZ,NA,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,MD,RU,TJ,TM),  
EP(AT,BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR,GB,GR,HU,IE,IS,IT,LT,LU,MC,NL,PL,PT,RO,SE,SI,SK,TR),OA(BF,BJ,  
CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BR,BW,BY,BZ,CA,CH,CN,CO,CR,  
CU,CZ,DE,DK,DM,DZ,EC,EE,EG,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,HR,HU,ID,IL,IN,IS,JP,KE,KG,KM,KP,KR,KZ,LC,LK,LR,LS,L  
T,LU,LV,MA,MD,MG,MK,MN,MW,MX,MZ,NA,NG,NI,NO,NZ,OM,PG,PH,PL,PT,RO,RU,SC,SD,SE,SG,SK,SL,SM,SY,TJ,TM,TN  
,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VC,VN,YU,ZA,ZM,ZW

(72)発明者 若林 勝裕  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内  
(72)発明者 今橋 拓也  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内  
(72)発明者 沢田 之彦  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内  
(72)発明者 大村 正由  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内  
(72)発明者 鈴木 浩三郎  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内  
(72)発明者 大谷 修司  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内  
(72)発明者 下田 直水  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内  
(72)発明者 村上 峰雪  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス株式会社内  
(72)発明者 根本 清志  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス株式会社内  
Fターム(参考) 4C601 BB14 DE06 DE09 DE10 DE13 DE14 EE13 EE15 EE22 FE01  
FE03 GB02 GB03 GB20 GB21 GB22 GB41 HH05 HH06 HH07  
HH08 HH12 HH35 JB31

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。



|                |   |         |            |
|----------------|---|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 超声波探头装置和超声波诊断装置   |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JPWO2005120359A1</a>  | 公开(公告)日 | 2008-04-03 |
| 申请号            | JP2006514563  | 申请日     | 2005-06-09 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 奥林巴斯株式会社  |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 奥林巴斯公司  |         |            |
| [标]发明人         | 安達日出夫<br>奥野喜之<br>水沼明子<br>若林勝裕<br>今橋拓也<br>沢田之彦<br>大村正由<br>鈴木浩三郎<br>大谷修司<br>下田直水<br>村上峰雪<br>根本清志  |         |            |
| 发明人            | 安達 日出夫<br>奥野 喜之<br>水沼 明子<br>若林 勝裕<br>今橋 拓也<br>沢田 之彦<br>大村 正由<br>鈴木 浩三郎<br>大谷 修司<br>下田 直水<br>村上 峰雪<br>根本 清志  |         |            |
| IPC分类号         | A61B8/12 G01S7/52 G01S15/89   |         |            |
| CPC分类号         | A61B8/12 A61B8/4483 A61B8/4488 A61B2562/028 B06B1/0292 G01S7/52026 G01S15/8913 G01S15/895 G01S15/8963 G01S15/8979 A61B8/00  |         |            |
| FI分类号          | A61B8/12  |         |            |
| F-TERM分类号      | 4C601/BB14 4C601/DE06 4C601/DE09 4C601/DE10 4C601/DE13 4C601/DE14 4C601/EE13 4C601/EE15 4C601/EE22 4C601/FE01 4C601/FE03 4C601/GB02 4C601/GB03 4C601/GB20 4C601/GB21 4C601/GB22 4C601/GB41 4C601/HH05 4C601/HH06 4C601/HH07 4C601/HH08 4C601/HH12 4C601/HH35 4C601/JP31 |         |            |
| 代理人(译)         | 伊藤 进  |         |            |
| 优先权            | 2004174565 2004-06-11 JP<br>2004176039 2004-06-14 JP  |         |            |
| 其他公开文献         | JP4477631B2   |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>   |         |            |

# 摘要(译)

一种将直流偏置信号叠加在高频脉冲信号上并将其施加到电容式超声换能器 ( 1-1至1-n ) 以发送和接收超声波的超声探头装置。 , 用于调节DC偏置信号的电压值的偏置调节器 ( 6-1至6-m ) , 以及接收控制系统具有至少包括低通和高通的多个不同的频带特性。 然而, 提供了可以选择任何一个频带特性的频带处理单元10。 然后, 例如, 相互关联地控制偏置调节器的电压设置 ( 6-1至6-m ) 和频带处理单元10的频带特性选择。

【图 1 B】

